

**MASARYKOVA UNIVERZITA**

**Fakulta sportovních studií**

**Katedra kineziologie**

**VYBRANÉ ASPEKTY POHYBOVÉ ČINNOSTI ČLOVĚKA Z POHLEDU  
ANTROPOMOTORIKY A BIOMECHANIKY**

Habilitační práce

(Soubor publikovaných prací s komentářem)

Brno, 2011

Mgr. Martin Zvonař, Ph.D.

Prohlašuji, že jsem uvedenou habilitační práci vypracoval samostatně, na základě originálního výzkumu a s využitím uvedených literárních a internetových zdrojů.

Souhlasím, aby práce byla uložena na Masarykově univerzitě v Brně v knihovně Fakulty sportovních studií a zpřístupněna ke studijním účelům.

Mgr. Martin Zvonař, Ph.D.

## OBSAH

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| <b>1</b> | <b>KOMENTÁŘ K SOUBORU PRACÍ .....</b>   | <b>5</b>  |
| 1.1      | Pohybový režim, motorická výkonnost a zdravotní stav populace .....   | 6         |
| 1.2      | Výzkum plantárního tlaku specifických skupin osob .....   | 12        |
| 1.3      | Aplikace trojdimenzionální kinematické analýzy ve sportu .....  | 19        |
| <b>2</b> | <b>SOUBOR PUBLIKOVANÝCH PRACÍ.....</b>  | <b>24</b> |
| 2.1      | Pohybový režim, motorická výkonnost a zdravotní stav populace .....   | 24        |
| 2.1.1    | Nedostatek pohybové aktivity – fenomén dnešní doby .....  | 24        |
| 2.1.2    | Vliv pravidelné pohybové aktivity na úroveň psychických funkcí a koordinačních schopností u osob starších 60 let .....            | 30        |
| 2.1.3    | Objem a frekvence pohybové aktivity ve vztahu ke zdravotnímu stavu populace středního a staršího věku. 40                         |           |
| 2.1.4    | The influence of regular physical activities on the level of mental functions and coordination in people over the age of 60 ..... | 48        |
| 2.1.5    | Involve motorické výkonnosti dospělé populace.....  | 53        |
| 2.1.6    | Srovnání vybraných parametrů tělesné zdatnosti 12 až 15letých žáků v ČR a USA.....  | 60        |
| 2.1.7    | Pohybová aktivita studentů Masarykovy univerzity .....  | 69        |
| 2.2      | Výzkum plantárního tlaku u specifických skupin osob .....   | 80        |
| 2.2.1    | Analýza distribuce plantárního tlaku prostřednictvím pedografické plošiny EMED .....  | 80        |
| 2.2.2    | Analýza plantárního tlaku při chůzi.....  | 89        |
| 2.2.3    | Influence of combative sports on state of plantar pressure.....   | 99        |
| 2.2.4    | Plantar pressure in grammar school girls and influence of sports activities, exercise surfaces and sports shoes .....             | 107       |
| 2.2.5    | Diagnostika plantárního tlaku pomocí systému EMED .....   | 115       |
| 2.2.6    | Lidská noha, diagnostika a prevence .....   | 122       |
| 2.2.7    | Pohybová aktivita a zdraví nohy z pohledu plantografie .....  | 133       |
| 2.3      | Aplikace trojdimenzionální kinematické analýzy ve sportu .....  | 140       |
| 2.3.1    | Kinematická analýza chůze .....   | 140       |
| 2.3.2    | SIMI Motion – 3D biomechanická analýza .....  | 149       |
| 2.3.3    | 3D biomechanická analýza v atletice .....   | 157       |
| 2.3.4    | Biomechanická troj-dimenzionálna analýza variantnosti gymnastického tvaru.....  | 165       |
| 2.3.5    | Biomechanická 3D analýza hodů oštěpem .....   | 174       |
| 2.3.6    | Balance abilities from the view of three dimensional analyses .....   | 195       |
| 2.3.7    | Kinematic analysis in combative sports .....  | 200       |

## **Předmluva**

Předložená habilitační práce představuje soubor publikovaných prací s komentářem a je rozčleněna na dvě části. V první části autor předkládá stručný komentář k předloženým pracím, druhou část pak tvoří vybrané publikované práce rozdělené do tří oblastí. V rámci každé z oblastí jsou jednotlivé práce řazeny chronologicky dle roku vydání. Formátování prací bylo sjednoceno s tím, že citace s odkazy byly ponechány v originální podobě, tedy ve shodě s požadavky jednotlivých edičních rad, či vědeckých výborů, vydávajících institucí.

Do souboru publikovaných prací bylo vybráno 21 publikací, přičemž celkový počet publikovaných prací autora je více než 60. Vybrány byly práce z období 2004 – 2011 a jsou voleny tak, aby dokumentovaly odborný profil autora za posledních 7 let.

# 1 Komentář k souboru prací

Do první části jsou zařazeny práce zkoumající pohybový režim, motorickou výkonnost a zdravotní stav vybraných skupin populace, s cílem vyhodnotit vzájemný vztah těchto proměnných a zachytit aktuální trendy a tendence změn pohybové aktivity a motorické výkonnosti těchto skupin.

Druhá oblast publikací představuje metodické materiály vytvořené pro měření s pedobarometrickou plošinou a rovněž výsledky výzkumů plantárního tlaku, kterých bylo dosaženo především v rámci realizace projektů specifického výzkumu na Fakultě sportovních studií. Jednalo se o výzkumy zaměřené na specifické skupiny obyvatel, jako jsou vrcholoví sportovci, děti, či těhotné ženy. Předkládáme zde i výsledky výzkumů vlivu různých sportovních povrchů, využívaných při pohybové aktivitě, na stav nožní klenby reprezentovaný rozložením plantárního tlaku při chůzi. Další zařazené práce pojednávají o výzkumu vlivu těhotenství, respektive změn hmotnosti v průběhu těhotenství, na stav nožní klenby opět reprezentovaného rozložením plantárního tlaku při chůzi.

Třetí oblast zahrnuje práce zaměřené na aplikaci trojdimenzionální kinematické analýzy pohybu ve výzkumech autora společně s autorským kolektivem pracovníků Fakulty sportovních studií. Vybrané práce přibližují výsledky z různých sportovních odvětví, či vybraných pohybových schopností. Jedná se zejména o diagnostiky sportovních technik, pohybových schopností a analýzy lidské lokomoce prostřednictvím kinematické analýzy.

## 1.1 Pohybový režim, motorická výkonnost a zdravotní stav populace

### Vybrané publikované práce

Beránková, Lenka - Zvonař, Martin. Nedostatek pohybové aktivity-fenomén dnešní doby. In Konference plná barev. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, 2004. od s. 10-14, 5 s. ISBN 80-244-0931-3.

Zvonař, Martin - Sebera, Martin - Kopřivová, Jitka. Vliv pravidelné pohybové aktivity na úroveň psychických funkcí a koordinačních schopností u osob starších 60 let. In Transformace tělesné výchovy a sportu na Slovensku. University of Constantine the Philosopher in Nitra, 2007. 76 s. ISBN 978-80-8094-173-4.

Zvonař, Martin. Objem a frekvence pohybové aktivity ve vztahu ke zdravotnímu stavu populace středního a staršího věku. In Sport a kvalita života. Masarykova univerzita; Brno: Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, 2007. 158 - 165 s. ISBN 978-80-210-4435-7.

Zvonař, Martin - Reguli, Zdenko - Sebera, Martin - Kopřivová, Jitka. The influence of regular physical activities on the level of mental functions and coordination in people over the age of 60. In Current trends in Performance Analysis. Aachen: Shaker Verlag, 2009. od s. 303-307, 393 s. ISBN 978-3-8322-8390-2.

Zvonař, Martin. Involuce motorické výkonnosti dospělé populace. In *Telesná výchova, šport, výskum na univerzitách*. 1. vydání. Bratislava: Strojnícká fakulta STU Bratislava, 2009. p. 24 - 31, 252 pp. ISBN 978-80-227-3210-9

Zvonař, Martin - Mojžíš, Milan - Reguli, Zdenko - Sebera, Martin. Srovnání vybraných parametrů tělesné zdatnosti 12 až 15letých žáků v ČR a USA. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, Praha : Česká společnost tělových. lékařství, 19/2010, 4, od s. 258-263, 265 s. ISSN 1210-5481. 2010.

Nykodým, Jiří – Zvonař, Martin – Sebera, Martin. Pohybová aktivita studentů Masarykovy univerzity. In *Studia sportiva*, Brno: FSpS MU, 1/2011s. 50 – 58, 90 s. ISSN 1802-7679. 2011

### Komentář k vybraným pracím

Změny úrovně pohybové aktivity, motorické výkonnosti a zdravotního stavu různých věkových skupin populace České republiky jsou stále častějším tématem kinantropologických a biomedicínských výzkumů. Cílem těchto výzkumů je jednak hodnocení vztahu mezi proměnnými (úroveň pohybové aktivity, motorická výkonnost a zdravotní stav), jednak zjišťování aktuálního stavu sledovaných parametrů, srovnávání s dřívějšími výsledky a sledování vývoje zmíněných parametrů pod vlivem měnícího se životního stylu populace.

Také výzkumy pohybové aktivity, motorické výkonnosti a zdravotního stavu prováděné výzkumnými týmy složenými z akademických pracovníků a doktorandských studentů Fakulty sportovních studií sledovaly obdobné cíle. Současně jsme se soustředili na získání dostatečně širokého souboru probandů pro zajištění objektivit případných závěrů. Podařilo se sestavit výzkumný soubor, který v současné době tvoří téměř 2000 probandů.

Nejprve jsme se zaměřili na problematiku pohybové aktivity s cílem vlastním výzkumem ověřit nepříznivá tvrzení o úrovni pohybové aktivity dospělé populace ČR, které vyplývají ze závěrů mnoha studií. Využili jsme standardizovaný dotazník osvědčený v projektu č. 58/1999, který byl řešen v rámci národního programu podpory zdraví MZČR a jehož hlavním řešitelem byl doc. MUDr. Jindřich Fiala, CSc., z LF MU v Brně. Jeho prostřednictvím jsme získali základní informace týkající se druhu, intenzity a týdenní frekvence rekreační pohybové aktivity, základní antropometrické údaje a informace o pracovním zařazení zkoumaného souboru. Z hodnocení dotazníků vyplynula znepokojující zjištění o hodnotách BMI - ukázalo se, že v průměru dosáhl BMI u mužů 26 a u žen 24,7, což je již v obou případech považováno za nadváhu. Z typů zaměstnání převládala zaměstnání sedavého charakteru, jednalo se o 52% výzkumného souboru. Průměrně strávili respondenti sezením 7,2 hodin denně, což odpovídá přibližně celé délce pracovní doby. Tento fakt pouze podtrhuje celkově špatnou situaci městské populace středního věku.

Získali jsme rovněž informace o spektru pohybových aktivit sledovaného souboru. Nejčastěji prováděné aktivity byly tyto: procházky trvající déle než 20 minut, dále jízda na kole včetně rotopedu, plavání.

Metodika hodnocení dotazníku dále umožnila základní hodnocení struktury pohybových aktivit a úrovně pohybové aktivity srovnáním jednotlivých výsledků s doporučovanou týdenní normou. Zjistili jsme, že pohybová aktivita téměř třetiny dospělé populace má nedostačující úroveň. Při podrobnějším pohledu je patrný rozdíl mezi prováděním pohybové aktivity u respondentů středního a staršího věku. Zatím co u respondentů středního věku je podíl dostačující a nedostačující pohybové aktivity téměř shodný (rozdíl 2% ve prospěch dostačující), u respondentů staršího věku převažuje podíl dostačující pohybové aktivity téměř o 10%. Tento fakt je dle našeho názoru dán dostatkem času respondentů ve starším věku a větším zájmem o udržování dobrého zdravotního stavu. Výsledky byly publikovány v článku „*Nedostatek pohybové aktivity-fenomén dnešní doby*“ (kapitola 3.1.1). V rámci přípravy a realizace článku se autor podílel na vypracování metodiky výzkumu, zpracování výsledků práce a formulaci závěrů, což představuje 60% podíl na celé práci.

U dvou souborů probandů jsme v průběhu let 2004 – 2009 měřili motorickou výkonnost s cílem prohloubit poznatky o tělesné zdatnosti a zachytit hlavní fáze involučních změn jednotlivých motorických schopností – článek „*Involuce motorické výkonnosti dospělé populace*“ (kapitola 3.1.5). Pro splnění uvedeného cíle jsme sestavili testovou baterii sedmi motorických testů zaměřených na základní spektrum motorických schopností. Zjištěné výsledky jednoznačně nepotvrdily naše předpoklady o dřívějším nástupu involuce v oblasti rychlostních schopností u obecné (nesportující populace) ve srovnání s předchozími generacemi a naopak potvrdily doposud publikovaná zjištění o involučních změnách v průběhu ontogeneze. Za zmínku stojí zjištění o dřívějším nástupu involuce motorických schopností v oblasti koordinačních schopností (mezi 30. a 40. rokem) a dále pozdější nástup involučních změn u silových schopností flexorů ruky, kde jsme zaznamenali celkově nižší úroveň při srovnání s dřívějšími výzkumy.

Získané informace o úrovni pohybové aktivity populace jsme rozšířili a promítli do vztahu ke zdravotnímu stavu. Při hodnocení jsme vycházeli z týdenního objemu pohybové aktivity a sledovali jsme její vliv na zdravotní stav reprezentovaný vybranými



oblastmi (pohybový aparát, dýchací a oběhová soustava). Výzkum byl proveden v letech 2003 až 2007 na souboru 1234 probandů prostřednictvím dotazníku zdravotního stavu. Zjistili jsme, že pohybová aktivita má při určitém objemu a týdenní frekvenci (objem se pohybuje v intervalu od 400 do 1000 minut týdně) jednoznačně pozitivní vliv na sledované aspekty zdravotního stavu, ovšem současně jsme zjistili, že se při objemu vyšším než 1000 minut týdně začíná projevovat negativní vliv pohybové aktivity. Jde zejména o onemocnění pohybového aparátu (artrózy). Zde je ovšem nutné dodat, že skupina lidí s nadměrnou pohybovou aktivitou je ze statistického hlediska příliš malá a naše zjištění je možné z části přičíst i genetickým činitelům, zraněním apod.

Dále z našeho výzkumu vyplynulo, že v rámci kategorií, které uvádějí, že nemají „žádné“ zdravotní potíže, v celém souboru převažují muži nad ženami více než o  $\frac{1}{4}$  a dále se ukazuje, že většina zjišťovaných zdravotních potíží není zpravidla závažného charakteru, neboť více než 85% dotázaných se své zdravotní potíže ani nepokouší řešit. Tento výzkum představuje článek „*Objem a frekvence pohybové aktivity ve vztahu ke zdravotnímu stavu populace středního a staršího věku*“ (kapitola 3.1.3).

Výzkumy, jejichž výsledky byly publikovány v článcích „*Vliv pravidelné pohybové aktivity na úroveň psychických funkcí a koordinačních schopností u osob starších 60 let*“ (kapitola 3.1.2) a „*The influence of regular physical activities on the level of mental functions and coordination in people over the age of 60*“ (kapitola 3.1.4), byly zaměřeny na část populace ve věku starší dospělosti a stáří. V rámci pravidelné práce se skupinou 18 seniorů v domově důchodců jsme provedli v letech 2004 až 2007 experimentální výzkum vlivu pohybové aktivity na vybrané aspekty koordinačních schopností. Současně jsme se v rámci téhož experimentu pokusili prokázat vliv pohybové aktivity na zmírnění dynamiky vývoje demence. Intervenční program sestával z prvků zdravotní tělesné výchovy a psychomotorických cvičení zaměřených na rozvoj motorické zručnosti, rovnováhových schopností, kognitivních schopností a reakčních schopností. Ze získaných výsledků vyplývá, že pravidelná pohybová aktivita má vliv jednak na zpomalení involučních procesů koordinačních schopností a rovněž na zpomalení progresu v oblasti involuce psychických funkcí reprezentovaných v našem výzkumu stupni demence, detekované SKT testem. Zjistili jsme, že u skupiny cvičících došlo ke zlepšení úrovně kognitivních funkcí na úroveň nepatrné demence. V rámci přípravy a realizace článků se autor podílel na formulaci úvodu práce, na vypracování metodiky

výzkumu a na diskusi spojené s formulací závěrů, což představovalo 60% podíl na obou pracích.

V následujících výzkumech jsme se zaměřili na tělesnou zdatnost dospívající populace. U souboru 113 chlapců ve věku 12 až 15 let jsme v roce 2010 aplikovali testovou baterii Fitnessgram s cílem zjistit úroveň tělesné zdatnosti. Díky dlouhodobé spolupráci s Kinesiology department University of Illinois jsme měli možnost získané výsledky srovnat také s výsledky stejně staré populace chlapců z USA a dospěli jsme k zajímavým zjištěním. Již při hodnocení BMI jsme zaznamenali významné rozdíly mezi chlapci z ČR a USA - 14 a 15letí chlapci z USA mají statisticky významně vyšší hodnoty BMI než chlapci v ČR (o 2,53, resp. 2,01). Výsledky ostatních věkových skupin jsou shodné z hlediska statisticky významného rozdílu, ačkoliv 12 a 13letí chlapci v ČR mají nepatrně vyšší BMI než chlapci v USA. V oblasti silových a vytrvalostních schopností dosahovali chlapci z ČR, ve srovnání se stejně starými chlapci z USA, podstatně lepších výsledků, přičemž nejvýraznější statisticky významný rozdíl ve výkonnosti byl zaznamenán u vytrvalostních schopností v kategorii 14 letých chlapců. Naopak lepších výsledků dosáhli chlapci z USA v oblasti koordinačních schopností a to v testu „záklon v lehu na břicho“. Tento fakt byl ovšem do značné míry ovlivněn benevolentnějším přístupem amerických učitelů, kteří povolovali při testu záklon hlavy, kterým bylo dosaženo podstatně lepších výsledků. Dramatický rozdíl v úrovni silových schopností vede k závěru, že platnost výsledků testu síly a pohyblivosti extenzorů trupu by měla být ověřena na dalším vzorku respondentů, jelikož rozdíly mezi výsledky v ČR a v USA byly alarmující (až 50%). Výsledky srovnání byly publikovány v článku „*Srovnání vybraných parametrů tělesné zdatnosti 12 až 15letých žáků v ČR a USA*“ (kapitola 3.1.6). V rámci přípravy a realizace této práce se autor podílel na formulaci cílů, na zpracování výsledků práce a na diskusi spojené s formulací závěrů, což představovalo 70% podíl na celé práci.

Dalším výzkumným souborem, u kterého jsme sledovali úroveň pohybové aktivity, byli studenti Masarykovy univerzity. Zjišťování úrovně pohybové aktivity probíhalo v letech 2008 až 2009 a výzkumný soubor tvořilo 1327 studentů. Zásadní zjištění jsou tato:

- muži jsou celkově aktivnější než ženy
- 65% studentů plní alespoň jedno z doporučení pro pohybovou aktivitu

- s růstem velikosti lokality klesá intenzivní pohybová aktivita mužů
- u žen je naopak nejvyšší intenzivní pohybová aktivita ve velkých městech

Výsledky byly publikovány v práci „*Pohybová aktivita studentů Masarykovy univerzity*“ (kapitola 3.1.7). Na základě zjištění z výzkumu jsme vyvodili následující doporučení:

- zachovat stav povinné tělesné výchovy pro celou MU
- rozšířit nabídku volitelných předmětů v rámci CŽV
- přizpůsobit nabídku Centra univerzitního sportu požadavkům studentů
- vzhledem k neuspokojivému stavu zvýšit povědomí o negativních dopadech inaktivního chování a o výhodách pravidelného provádění pohybové aktivity
- vytvářet podmínky pro realizaci pohybových aktivit
- údaje z pravidelného monitorování pohybové aktivity obyvatel zařadit mezi charakteristiky zdravotního stavu a životního stylu obyvatel ČR
- věnovat co největší pozornost celoživotním pohybovým aktivitám ve školní tělesné výchově.

V rámci přípravy a realizace této práce se autor podílel na formulaci úvodu a cílů práce, na vypracování metodiky výzkumu a na diskusi spojené s formulací závěrů, což představovalo 60% podíl na celé práci.

## 1.2 Výzkum plantárního tlaku specifických skupin osob

### Vybrané publikované práce

Zvonař, Martin - Lutonská, Kateřina. Analýza distribuce plantárního tlaku prostřednictvím pedografické plošiny EMED. In Sport a kvalita života 2009. 1. vydání. Brno: FSps MU, 2009. 9 s. ISBN 978-80-210-5006-8.

Zvonař, Martin - Lutonská, Kateřina. Analýza plantárního tlaku při chůzi. Studia Sportiva, Brno: Masarykova univerzita, 4/2010, 1, od s. 119-125, 143 s. ISSN 1802-7679. 2010.

Zvonař, Martin - Reguli, Zdenko - Vespalec, Tomáš. Influence of combative sports on state of plantar pressure. In *2nd World Scientific Congress of Combat Sports and Martial Arts*. 2010. Od s. 87-93, 218 s. ISBN 978-83-7338-571-9.

Zvonař, Martin - Kolářová, Kateřina - Sebera, Martin. Plantar pressure in grammar school girls and influence of sports activities, exercise surfaces and sports shoes. Physical education and sport, Pitesti: University of Pitesti, 14/2010, 1, od s. 110-114, 415 s. ISSN 1453-1194. 2010.

Zvonař, Martin - Kolářová, Kateřina - Vespalec, Tomáš - Koplík, Martin. *Diagnostika plantárního tlaku pomocí systému EMED*. 1. vydání. Brno: Masarykova univerzita, 2011. 52 s. ISBN 978-80-210-5454-7

Zvonař, Martin - Vespalec, Tomáš - Kolářová, Kateřina - Petr, Jaroslav. *Lidská noha, diagnostika a prevence*. 1. vydání. Brno: Masarykova univerzita, 2011. 61 s. ISBN 978-80-210-5453-0

Zvonař, Martin - Kolářová, Kateřina - Pohybová aktivita a zdraví nohy z pohledu plantografie. In - Studia Sportiva, Brno: Masarykova univerzita, 14/2011, ISSN 1802-7679. 2010.

## Komentář k vybraným pracím

První výzkum zabývající se problematikou plantárního tlaku publikovaný v článku „Analýza distribuce plantárního tlaku prostřednictvím pedografické plošiny EMED“ (kapitola 3.2.1) měl charakter pilotní studie zaměřené na ověření a zpřesnění metodiky měření se systémem EMED jak ve statickém, tak dynamickém modu. Cílem výzkumu bylo ověřit využitelnost systému EMED ve sportovním a medicínském prostředí. Výsledkem práce je případová studie plantárního tlaku, demonstrující možnosti zobrazení rozložení plantárních tlaků a dále metodický materiál umožňující využívat systém EMED v plném rozsahu. Součástí práce jsou rovněž následná doporučení pro využití ve sportovní a biomedicínské praxi. Doporučení se týkají zejména následujících oblastí:

- sledování vlivu rozvoje techniky na rozložení plantárního tlaku u sportovce
- detailní analýza sportovních pohybů
- optimalizace sportovní techniky
- vývoj a optimalizace sportovního náčiní (obuv, lyže)
- sledování vlivu jednostranných zatížení na distribuci plantárního tlaku
- patologické změny na chodidle vyvolané extrémním sportovním zatížením
- vliv zranění a míry rekonvalescence sportovce na distribuci plantárního tlaku
- distribuce plantárního tlaku u různých somatotypů
- srovnání vzorců distribuce plantárního tlaku typické pro sportovce z různých odvětví
- sledování vývoje distribuce tlaku u sportovce v průběhu ontogeneze
- možnost výběru talentů dle naměřených hodnot
- distribuce plantárního tlaku v souvislosti s bezprostředním zatížením
- výzkum rovnovážných schopností

V rámci přípravy a realizace této práce se autor podílel na vypracování metodiky výzkumu, zpracování výsledků práce a na diskusi spojené s formulací závěrů, což představovalo 90% podíl na celé práci.

Další výzkumy z oblasti plantografie jsme zaměřili na problematiku plantárního tlaku u dívek na víceletém gymnáziu. Hledali jsme statistické a logické vztahy a vazby mezi naměřenými daty, reprezentovanými relativními hodnotami tlaku a relativní velikostí ploch kontaktu vybraných oblastí chodidla s podložkou, při promítnutí vlivu sportovních

aktivit. Analýzou těchto vztahů jsme chtěli blíže zjistit, jak ovlivňují sportovní aktivity, cvičební povrch a druh sportovní obuvi stav nožní klenby. V rámci výzkumu jsme získali celou řadu nových zjištění, za nejzásadnější považujeme absenci statisticky významných rozdílů v rozložení plantárního tlaku mezi dívkami věnujícími se různým sportům a používajícími různé druhy obuvi. Tato skutečnost mohla být ovlivněna tím, že většina dívek neprovozuje žádný z uváděných sportů na výkonnostní, respektive vrcholové úrovni. I přes to jsme učinili zjištění například v oblasti velikosti ploch vybraných částí planty zvláště levé a zvláště pravé nohy, kde jsme našli jednu významnější (0,401; 0,424) korelaci mezi plochami oblastí M01 a M03 podobně na obou nohách. Znamená to, že větší plocha přední části nohy souvisí s větší plochou paty. To může být způsobeno snahou o ochranu příčné klenby absorpcí většiny dopadových sil patou, což vede ke zvětšení plochy kontaktu M01. Větší plocha M03 prozrazuje horší příčnou klenbu a větší potřebu ochrany, tedy větší plochu kontaktu M01. Podobné souvislosti jsme zjistili i při hledání korelace mezi hodnotami tlaku a velikostmi ploch v různých oblastech na levé a pravé noze zvláště. Zde jsme našli zajímavou významnou korelaci (-0,582; -0,570) mezi plochou M01 a tlakem M02, což značí, že nižší tlak pod podélnou klenbou je spojen s větší plochou paty. Další korelace (-0,412; -0,337) mezi tlakem na M02 a plochou M03 (nižší tlak pod podélnou klenbou spojený s větší plochou M03) společně s výše zmíněnými výsledky (korelace mezi plochami M01 a M03) potvrzuje náš předpoklad, že horší příčná klenba (větší plocha M03), která přebírá zátěž od podélné klenby (nižší tlak), je chráněna pohlčováním nárazů patou (větší plocha M01), viz práce „*Plantar pressure in grammar school girls and influence of sports activities, exercise surfaces and sports shoes*“ (kapitola 3.2.4). V rámci přípravy a realizace této práce se autor podílel na formulaci cílů práce, na vypracování metodiky výzkumu, zpracování výsledků práce a na diskusi spojené s formulací závěrů, což představovalo 85% podíl na celé práci.

Další výzkum v této oblasti měl za cíl analyzovat průběh distribuce tlaku v průběhu kroku. Výzkumný soubor byl omezen na dva probandy, jednalo se tedy o dvě případové studie realizované s jednou výrazně endomorfní a jednou výrazně mezomorfní osobou. Ze získaných výsledků vyplývá, že endomorfní jedinec měl při odvíjení nohy po podložce výrazně nevyrovnané jednotlivé pokusy (kroky), což bylo způsobeno obtížnou chůzí, ovlivňovanou vysokým podílem pasivní tělesné hmoty (tukové složky). Dále jsme zjistili, že odvíjení chodidla při konstantní rychlosti chůze je u jedince s převažující endomorfní

složkou téměř o 10% delší, než u jedince s převahou mezomorfní komponenty. Z porovnání výsledků vyplývá, že chodidlo probanda 1, zatížené téměř dvojnásobnou tělesnou hmotností, vykazuje znaky platfusu a deformace kleneb. Maximální hodnoty tlaků dosahují u zatíženějšího chodidla vyšších čísel a velký tlak byl zaznamenán na větší ploše chodidla. Již z barevného zobrazení velikosti tlaku je u probandů patrné rozdílné odvíjení a zatěžování přední a zadní části chodidla. U probanda 1 je přetížená přední část chodidla a z odvíjení je vynechán palec. U probanda 2 je odvíjení v pořádku, avšak na levé noze je z neznámé příčiny více zatěžována vnější hrana přední části nohy. To naznačuje přítomnost dalšího faktoru ovlivňujícího správnou funkčnost chodidla. Pouze nízká hmotnost zde tedy nestačí.

Metoda analýzy plantárního tlaku tedy představuje vhodný způsob, jak získat korektní kvantitativní informace o chodidle a způsobu chůze člověka, jejichž kvalifikovaným posouzením spojeným s osobní anamnézou lze dospět k mnoha dalším poznatkům o stavu a vývoji pohybového aparátu probanda. Tyto poznatky mohou být využity v lékařství při vyšetřování průběžného stavu pacienta, stavu po zranění či rehabilitaci, v oblasti sportovní ve spojitosti s vzájemným ovlivňováním stavu nohy a sportovní činností, případně v obuvnickém průmyslu při vývoji obuvi pro specificky zatěžované nohy. Výsledky představuje článek „*Analýza plantárního tlaku při chůzi*“ (kapitola 3.2.2). V rámci přípravy a realizace této práce se autor podílel na formulaci úvodu a cílů práce, na vypracování metodiky výzkumu, zpracování výsledků práce, na diskusi spojené s formulací závěrů, což představovalo 90% podíl na celé práci.

Výzkum vlivů projevujících se ve změnách plantárních tlaků jsme zaměřili také do oblasti úpolových sportů – viz článek „*Influence of combative sports on state of plantar pressure*“ (kapitola 3.2.3). Zaměřili jsme se na specifické skupiny vrcholových sportovců, u kterých je prokazatelná specifická či jednostranná zátěž častou příčinou změn v rozložení plantárních tlaků, vedoucích ke změnám architektury nožní klenby. Cílem výzkumu bylo prokázat možné působení úpolových sportů na měkkém a tvrdém povrchu na stav klenby nožní a pokud možno určit charakter tohoto působení. Do výzkumu se zapojilo celkem 30 respondentů, z nichž 15 provozuje karate, kde je většina činností prováděny bez obuvi a na tvrdém povrchu (parkety) a 15 aikido, kde je nejčastějším povrchem měkké tatami.

Naměřené hodnoty byly statisticky zpracovány a za účelem zjištění předpokládaných statisticky významných rozdílů byly vypočteny Cohenovy koeficienty účinku  $d$ , jejichž hodnota vypovídá právě o statistické významnosti výsledku. U každého z našich závěrů tento koeficient uvádíme pro levou i pravou nohu zvlášť. Z výsledků vyplývá, že muži cvičící karate na pevném povrchu mají absolutně vzato vyšší průměrné tlaky jak celého chodidla ( $d_l=0,74$ ;  $d_r=0,97$ ), tak i vyšší tlaky v jednotlivých sledovaných oblastech ( $25 < d < 74$ ). Z těchto informací usuzujeme, že karatisté cvičící na pevném povrchu zapojují prsty do odvíjení chodidla mnohem více než karatisté cvičící na tatamech, což koresponduje se zjištěním o menším zatěžování oblasti středních metatarzů a tedy i o relativně lepším stavu příčné klenby.

Na základě naměřených dat lze konstatovat, že příčná i podélná klenba u karatistů vykazuje rozdílné držení proti cvičencům aikida a lze najít signifikantní znaky dokazující pozitivní vliv pevné podložky využívané při karate na rozložení plantárního tlaku. Z čistě ortopedického hlediska lze tedy označit pevnou podložku za velice vhodnou pro pozitivní rozvoj držení klenby nožní a předkládáme širší odborné veřejnosti k posouzení otázku potřeby kompenzace stimulů pro klenbu nožní u úpolových sportovců pohybujících se na měkkém povrchu. V rámci přípravy a realizace této práce se autor podílel na formulaci úvodu a cílů práce, zpracování výsledků práce, na diskusi spojené s formulací závěrů, což představovalo 80% podíl na celé práci.

Rostoucí zájem o využívání plantografie ve výzkumech na Fakultě sportovních studií nás vedl k vytvoření dvou metodických publikací. V prvním případě se jedná o publikaci „*Diagnostika plantárního tlaku pomocí systému EMED*“ (kapitola 3.2.5) zaměřenou na rutinní měření plantárního tlaku a základní kroky při zpracování získaných dat.

Tématem zjišťování stavu a kvality plantární oblasti nohy, různými typy jejich abnormalit či deformit se zabývá mnoho diagnostických metod. Publikace popisuje možnosti využití podobarometrické plošiny EMED. Při její tvorbě bylo využito německého manuálu, který jsme doplnili o vlastní zkušenosti a znalosti s cílem poskytnout výzkumným pracovníkům a studentům možnost hlubšího pochopení problematiky diagnostiky distribuce plantárních tlaků. Publikace by zejména měla usnadnit aplikaci popisované plantografické metody nejen při výzkumech, ale i při výuce dané problematiky. V rámci přípravy a realizace této publikace se autor podílel na vypracování kapitoly 1 a 2, což představuje 75% podíl na celé práci.



Druhou publikací je odborná kniha „*Lidská noha, diagnostika a prevence*“ (kapitola 3.2.6) přibližující problematiku nejčastějších změn plantárního tlaku, jejich důvody a možnosti diagnostiky a popisující práci s moderním přístrojem EMED, který umožňuje jak statický, tak dynamický digitální záznam chůze člověka. Budoucím uživatelům tak usnadňuje cestu a přístup k dalším experimentům s tímto systémem. Závěrečná část publikace obsahuje soubor cviků a opatření vhodných jako prevence vzniku ploché nohy a pro diabetiky jako prevence vzniku syndromu diabetické nohy. V rámci přípravy a realizace této práce autor podílel na vypracování kapitoly 1, 2, 3 a 5 což představuje 65% podíl na celé práci.

Posledním článkem, který reprezentuje tuto oblast je „*Pohybová aktivita a zdraví nohy z pohledu plantografie*“ (kapitola 3.2.7). Článek integruje dosavadní zjištění a naznačuje možné směry dalších výzkumů v oblasti distribuce plantárních tlaků. Příspěvek je průřezem našich výzkumů v oblasti plantárního tlaku u několika specifických skupin dětské i dospělé populace. Společným prvkem těchto výzkumů je vliv sportovních činností či naopak nečinnosti a s ní spojených důsledků na stav nohou. Stav nohy je posuzován na základě plantografického vyšetření z hlediska odchylek naměřených hodnot a vzorců od normálního stavu. V tomto smyslu jsme analyzovali sportující dívky na víceletém gymnáziu, dvě skupiny karatistů cvičících na různém povrchu, z nespportujícího protipólu potom skupinku obézních probandů a skupinu těhotných žen, simulujících v jistém směru centrální obezitu. Při výzkumech plantárního tlaku u různých pohybově aktivních či naopak pasivních skupin dospělé i dětské populace jsme dospěli k závěrům, že pohyb na tvrdých površích, jako je beton či parkety, může negativně ovlivnit stav nožních kleneb. Paradoxně podobný výsledek vyšel i u tartanu.

Dále jsme zjistili, že mírné zvýšení tělesné hmotnosti u již obézního člověka nemusí vést ke zvýšení maximálních tlaků na chodidle, ale spíše ke změně vzorce chůze tak, aby větším rázům a tedy vyšším maximálním tlakům zamezil.

Při měření plantárního tlaku u těhotných žen bylo zjištěno, že při výraznějším hmotnostním přírůstku, který doprovází těhotenství, dochází ke znatelným změnám průměrných i maximálních hodnot i způsobu distribuce plantárního tlaku na chodidle, což může vést až ke zhoršení stavu podélné klenby a zplošťování nohou těhotných žen. V rámci přípravy a realizace této práce se autor podílel na formulaci úvodu a cílů práce,

zpracování výsledků práce, na diskusi spojené s formulací závěrů, což představovalo 80% podíl na celé práci.

### 1.3 Aplikace trojdimenzionální kinematické analýzy ve sportu

#### Vybrané publikované práce

Reguli, Zdenko - Sebera, Martin - Zvonař, Martin. Kinematická analýza chůze. In Sport a kvalita života 2007. Brno: Masarykova univerzita, 2007. od s. 117-117, 5 s. ISBN 978-80-210-4435-7.

Zvonař, Martin - Sebera, Martin. Simi motion 3D biomechanická analýza. Studia Sportiva, Brno: FSpS MU Brno, 2/1, 1, 116 s. ISSN 1802-7679. 2007.

Sebera, Martin - Joukal, Stanislav - Zvonař, Martin. 3D biomechanická analýza v atletice. Atletika, Praha: Česká atletika s.r.o., 59, 6, od s. 1-2, 2 s. ISSN 0323-1364. 2007.

Zvonař, Martin - Psalman, Vladimír. BIOMECHANICKÁ TROJ-DIMENZIONÁLNÁ ANALÝZA VARIANTNOSTI GYMNASTICKÉHO TVARU. In Tělesná výchova a šport, výskum na univerzitách 27. - 28. 11. 2008, Bratislava: Strojnická fakulta STU, 2008. od s. 108 - 116, 323 s. ISBN 978-80-227-2991-8.

Sebera, Martin - Novotný, Martin - Zvonař, Martin - Beránková, Lenka. Biomechanická 3D analýza hodů oštěpem. Studia sportiva, Brno: FSpS MU, 2/2008, 2, od s. 27-40, 13 s. ISSN 1802-7679. 2008.

Zvonař, Martin. Balance abilities from the view of three dimensional analysis. *Medicine and science in sports and exercise*, vol. 42, 5, 611 s. ISSN 0195-9131. 2010.

Zvonař, Martin - Zahradníček, Vít - Vít, Michal - Psalman, Vladimír. Kinematic analysis in combative sports. In *2nd World Scientific Congress of Combat Sports and Martial Arts*. 2010. ISBN 978-83-7338-571-9

## Komentář k publikovaným pracím

Možnosti kinematické analýzy byly při výzkumech prováděných autorem využity v celé řadě oblastí, ať již při diagnostice sportovní techniky, při diagnostice pohybových schopností, či při analýzách základních pohybových projevů člověka. Po získání potřebných zkušeností se systémem Simi motion byl vytvořen manuál, umožňující širší využívání kinematické analýzy na Fakultě sportovních studií.

Při hledání možností využití kinematické analýzy se autor již od počátku zaměřil na oblast analýzy základní lokomoce a možnost její aplikace v oblasti identifikace osob, viz práce „*Kinematická analýza chůze*“ (kapitola 3.3.1). Cílem práce bylo navrhnout a teoreticky podpořit metodiku identifikace bodů v 3D prostoru a v čase a pokusit se identifikovat 13 tzv. bifrukačních bodů. Na každý bifrukační bod pak nahlížíme jako na časovou řadu, vycházíme tedy z teorie analýzy signálů, což představuje účinný prostředek ke zkoumání vlastností reálných systémů. Metod pro vyhodnocení těchto signálů je velké množství, my se zaměříme na metody analýzy signálů vycházející z transformace wavelet, které se uplatňují v případech, kdy nepostačují výsledky frekvenční analýzy signálů a kdy potřebujeme frekvenční analýzu provádět i v závislosti na čase. Jako finální zpracování záznamů chůze jsme navrhli provést analýzu hlavních komponent (Principal Component Analysis - PCA), jejímž cílem je snížení dimenze dat. Vycházíme z poznání, že poměrně často vykazují jednotlivé měřené veličiny silnou korelaci. V takovém případě je možné celou skupinu proměnných nahradit veličinou jedinou (nebo menším počtem veličin), které budou nést o datech téměř stejnou informaci, jako nesly veličiny původní. První o co se tedy ve výsledcích budeme zajímat je, nakolik je taková „komprese“ možná a kolik bude třeba výsledných komponent. Hlavní myšlenka PCA je nalézt ortogonální bázi, která nejlépe reprezentuje danou datovou množinu. Na přípravě a realizaci této práce se autor podílel z 60 %.

V této oblasti byla zahájena spolupráce s Fakultou informatiky MU na vývoji software umožňujícím identifikaci osob na základě biometrických údajů poskytovaných trojdimenzionální kinematickou analýzou (délka jednotlivých segmentů těla, úhlové změny při chůzi, frekvence pohybu a další).

S rostoucí oblibou audiovizuální a výpočetní techniky roste i zájem sportovců a jejich týmů o biomechanickou analýzu za účelem vyhodnocení a vylepšení technického

provedení pohybu. Vzdělávací instituce (CASRI Praha, tělovýchovné a sportovní fakulty), které jsou úzce napojeny na sport, tento trend zachycují a nabízejí závodníkům různé možnosti. Na Fakultě sportovních studií se této problematice věnují pracovníci katedry kineziologie, katedry atletiky, plavání a sportů v přírodě a katedry gymnastiky a úpolů ve spolupráci se Sportovním gymnáziem L. Daňka, zejména s tréninkovou skupinou Stanislava Joukala. Dálkařská skupina představuje aktuálně českou špičku. Jména jako Štěpán Wagner (osobní rekord 811 cm), Roman Novotný (821 cm), Petr Lampart (818 cm), Milan Pírek (741 cm) jsou velmi zvučná, neboť výkony kolem 8 m již představují světovou úroveň. Publikovány byly mimo jiné články „*Simi motion 3D biomechanická analýza*“ (kapitola 3.3.2) a „*3D biomechanická analýza v atletice*“ (kapitola 3.3.3). Biomechanická 3D analýza přispívá k přesnému a podrobnému posouzení techniky s možností odhalení slabých i silných stránek v technickém provedení. Následný rozbor výsledků může poukázat na klíčové faktory ovlivňující konečný výkon. Tyto práce popisují jednak obecné možnosti využití systému SIMI Motion, jednak specifické možnosti pro 3D biomechanickou analýzu v skoku do dálky. V rámci přípravy a realizace prací se autor podílel na zpracování výsledků, na diskusi spojené s formulací závěrů, což představovalo 65% podíl.

V rámci kinematické analýzy se autor věnoval analýze gymnastických prvků, vytvořených s cílem poskytnout trenérům přesnější pohled na prováděné prvky a umožnit tak zefektivnit tréninkový proces. Jako příklad uvádíme analýzu variability provedení přemetu vpřed coby základního cvičebního tvaru v článku „*Biomechanická troj-dimenzionální analýza variantnosti gymnastického tvaru*“ (kapitola 3.3.4). Prostřednictvím kinematické analýzy jsme identifikovali základní fáze pohybu a s využitím analýzy vrcholového gymnasty a začátečníka jsme odhalili i kritická místa důležitá pro správné zvládnutí celého prvku.

Výsledky poukazují na velikou variantnost techniky přemetu vpřed u obou probandů. Výsledky jsou přesné a specifické pro každého gymnastu. V rámci přípravy a realizace této práce se autor podílel na zpracování výsledků práce, na diskusi spojené s formulací závěrů, což představovalo 65% podíl na celé práci.

Cílem další práce bylo vytvořit, popsat a analyzovat 3D model atletické disciplíny – hod oštěpem. Práce věnuje pozornost kinematické analýze techniky výkonnostního oštěpaře

a srovnání s technikou špičkového oštěpaře. Vlastní biomechanickou analýzu techniky jsme zaměřili především na přípravnou a odhodovou fázi hodů. Právě tyto fáze jsou nejdůležitější ve vztahu ke konečnému výkonu a umožňují nám tak nejlépe porovnávat jeho technické provedení se styly špičkových atletů. Zde jsme zjistili celou řadu nedostatků, které v konečném důsledku představují rozdíl mezi výkonnostním a špičkovým oštěpařem. Nejpodstatnějšími nedostatky jsou velké rezervy ve využívání „pákových“ principů přenosu kinetické energie z horizontální formy tvořené rozběhem do kinetické energie oštěpu.

Výsledkem výzkumu bylo rovněž předložení mechanismů nápravy a zvýšení sportovní výkonnosti trenérům a sportovcům týkající se zlepšení přechodu do dvouoporového postavení s kladením důrazu na výraznou extenzi v kolenní levé nohy, rytmizaci posledních kroků s důrazem na rychlé zaujetí dvouoporového postavení; koncentrace na extenzi loketního kloubu odhodové paže ve fázi odhodu, úpravu rozběhu a přesunutí odhodu blíže k odhodovému břevnu. Analýza byla publikována v článku „*Biomechanická 3D analýza hodů oštěpem*“ (kapitola 3.3.5). V rámci přípravy a realizace článku se autor podílel na formulaci úvodu a cílů práce, zpracování metodiky práce a na formulaci závěrů, což představovalo 50% podíl na celé práci.

V souvislosti s požadavky z praxe a s bohatšími praktickými zkušenostmi jsme se pokusili o využití kinematické analýzy v oblasti diagnostiky vybraných pohybových schopností. Zde jako příklad uvádíme aplikaci kinematické analýzy při hodnocení úrovně rovnovážných schopností v článku „*Balance abilities from the view of three dimensional analysis*“ (kapitola 3.3.6). Podařilo se nám nejen získat přesné údaje vypovídající o rovnováze sportovců, ale i údaje o procesu udržování rovnováhy, který je tvořen pohyby jednotlivých segmentů těla. Zjistili jsme, že přesnost a rychlost těchto pohybů, vyjádřena dráhou v čase, má zásadní vliv na výsledný projev, tedy rovnováhu, dále, že nejvyšší úroveň schopností mají u obou pohlaví skupiny s normální hmotností. Zaznamenali jsme několik výjimek, kdy byly lepší výsledky v rovnováze na pohyblivé desce dosaženy dívkami, které patří do vyšší nebo nižší hmotnostní kategorie. Jako nejpodstatnější závěr v publikaci uvádíme skutečnost, že dobře koncipovaná sportovní příprava nadaných žáků s normální hmotností má větší efekt v porovnání s nesportovci, kteří dosahovali výrazně horších výsledků v každé věkové kategorii. V rámci přípravy a realizace této práce se autor podílel na formulaci úvodu, zpracování metodiky,

zpracování výsledků práce a na formulaci závěru, což představovalo 65% podíl na celé práci.

V posledních výzkumech jsme se soustředili na kinematickou analýzu úpolových sportů, kde jsme analyzovaly vybrané činnosti (kopy) a srovnávali vybrané parametry (rychlosti segmentů a celých končetin) jednotlivých sportovců s cílem pokusit se prostřednictvím kinematické analýzy nalézt hlavní příčiny rozdílného provádění pohybu. V práci „*Kinematic analysis in combative sports*“ (kapitola 3.3.7) jsme pro analýzu zvolili karatistický kop Keri waza provedený technikou mae geri. Při správném provedení této techniky je kop účinnější, než úder rukou. Limitujícím faktorem při provádění kopu, kdy váha těla spočívá na jedné noze, je úroveň rovnováhových schopností. Nejdůležitějším momentem je udržení rovnováhy ve chvíli, kdy noha zasahuje cíl. Tento princip je stěžejní ve všech úpolových sportech využívajících kopy.

Kop jsme analyzovali u dvou sportovců, ženy specialistky na karate (shotokan) a muže, specialisty na aikibudo. Kinematická analýza prokázala vyšší efektivitu kopu mae geri u osoby, která kop provedla technicky správně, což umožnilo větší zrychlení v hlavní fázi pohybu. V rámci přípravy a realizace této práce se autor podílel na formulaci úvodu, zpracování metodiky, zpracování výsledků práce a na formulaci závěrů, což představovalo 85% podíl na celé práci.

Výzkum v oblasti kinematické analýzy úpolových sportů nadále pokračuje a to zejména rozšiřováním výzkumného souboru, které umožní objektivizaci závěrů a přesnější odpovědi na stanovené výzkumné otázky.

## **2 Soubor publikovaných prací**

### **2.1 Pohybový režim, motorická výkonnost a zdravotní stav populace**

#### **2.1.1 Nedostatek pohybové aktivity – fenomén dnešní doby**

**Beránková L., Zvonař M.**

Katedra kinantropologie, Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity v Brně, ČR.

#### **Úvod**

Pohyb je základní složkou života pro mnoho živočišných druhů, ale během vývoje civilizace se pohyb stává čím dál tím méně potřebnou složkou života člověka. Výhody moderních technologií přináší možnost žít, pracovat a dokonce si i hrát bez větší nutnosti pohybu ( Welk 2002).

Bylo prokázáno, že hypoaktivita patří mezi základní faktory ovlivňující ve středním a starším věku rozvoj mnoha onemocnění spojených se sedavým způsobem života jako je například hyperlipidemie, obezita, osteoporóza, kardiovaskulární onemocnění, bolestivé stavy pohybového aparátu- zejména bolesti bederní a krční páteře. Jak Norris (2000) uvádí, trpí více než 35% populace západního Světa bolestmi zad.

Naopak pravidelná pohybová aktivita je přiřazována kvalitativním složkám života a její největší přínos spatřujeme v možnosti ochránit a zlepšit funkční kapacitu pohybového aparátu u střední generace (Durstine 2003).

Jackson et al. (1999) Poukazuje na pozitivní přínos pohybové aktivity při udržování dobré kvality života v průběhu stárnutí.

#### **Problém**

Nedostatek pohybové aktivity je i v naší zemi závažný problém vzhledem k narůstajícímu počtu obyvatel se sedavým zaměstnáním.



Cílem projektu je proto jednak pomocí vstupních dotazníků osvědčených v projektu č.58/1999 národního projektu podpory zdraví MZČR (hlavní řešitel: MUDr. Jindřich Fiala, CSc., LF MU v Brně) zjistit druh a týdenní frekvenci sportovně - rekreační pohybové aktivity respondentů středního a staršího věku a za druhé zjistit motorické schopnosti a funkční stav svalového systému dané skupiny.

### **Metody**

Dotazníkovou metodou za pomoci zavřených otázek jsme zjišťovali:

Základní biologické a antropometrické údaje:

- pohlaví
- věk
- hmotnost
- výška
- BMI

Pracovní zařazení:

- Fyzické zaměstnání
- Sedavé zaměstnání
- Fyzické i sedavé zaměstnání
- Kolik cca hodin denně stráví respondent přibližně v sedě
- Kolik cca hodin denně stráví respondent přibližně ve stoje

Druh sportovně – rekreační pohybové aktivity:

- |                                 |                          |
|---------------------------------|--------------------------|
| ▪ Procházky pro zdraví          | ▪ Posilovna              |
| ▪ Běh, jogging                  | ▪ Míčové hry             |
| ▪ Jízda na kole včetně rotopedu | ▪ Plavání                |
| ▪ Aerobik                       | ▪ Jóga                   |
| ▪ Posilovna                     | ▪ Jiná pohybová aktivita |

Frekvenci týdenní pohybové aktivity:

- |                      |              |
|----------------------|--------------|
| ▪ Vůbec              | ▪ 3-4x týdně |
| ▪ 1-2x měsíčně denně | ▪ denně      |
| ▪ 1-2x týdně         |              |

Mezi městskou populaci středního a staršího věku bylo rozdáno celkem 830 dotazníků (z toho 80 e-mailem). Návratnost dotazníků byla přibližně 50%, dotazník odevzdalo 401 respondentů (z toho 2 e-mailem). Zde se jasně projevila skutečnost, že není vhodné distribuovat dotazníky elektronickou poštou, neboť výtěžnost této cesty je vzhledem k narůstajícímu počtu nevyžádané reklamy do mailových schránek prakticky nulová.

## Výsledky

### **Vyhodnocení základních biologických a antropometrických údajů respondentů**

Z celkového počtu 401 respondentů bylo 236 žen a 165 mužů.

Středního věku: 342

Staršího věku: 59

Přiměřenost tělesné hmotnosti vůči výšce respondentů jsme posuzovali na základě výpočtu BMI (body mass index). Vyhodnocení BMI je patrné z tabulky 1.

Tabulka 1. Základní posouzení přiměřenosti tělesné hmotnosti respondentů (n=401)

| BMI (body mass index=hmotnost v kg/výška <sup>2</sup> v metrech) |                |         |                            |                |         |
|--|----------------|---------|----------------------------|----------------|---------|
| muži   |                |         | ženy                       |                |         |
| podváha  | přiměřená váha | nadváha | podváha                    | přiměřená váha | nadváha |
| 1  | 81             | 83      | 7                          | 139            | 90      |
| Průměrný BMI: 26,0-nadváha                                       |                |         | Průměrný BMI: 24,7-nadváha |                |         |

Je znepokojující, že v průměru dosáhl BMI u mužů 26, u žen 24,7 což je již v obou případech považováno za nadváhu.

Z typů zaměstnání převládalo zaměstnání sedavého charakteru. Celkový stav popisuje tabulka č. 2.

Tabulka 2. Charakter zaměstnání (n=401)

| Charakter zaměstnání    |      |      |      |      |
|-------------------------|------|------|------|------|
| Typ pracovní činnosti   | muži |      | ženy |      |
|                         | n    | %    | n    | %    |
| Fyzická práce           | 19   | 11,6 | 18   | 7,6  |
| Sedavé zaměstnání       | 67   | 40,6 | 133  | 56,3 |
| Fyzické i duševní práce | 79   | 47,8 | 85   | 36,1 |

Průměrně strávili v sedě respondenti 7,2 hodin za den což odpovídá přibližně celé délce pracovní doby. Tento fakt pouze podtrhuje celkově špatnou situaci městské populace středního věku.

### Vyhodnocení druhu a týdenní frekvence sportovně - rekreačních pohybových aktivit

Tabulka č. 3 názorně ukazuje četnosti druhu a frekvence provádění sportovně-rekreačních pohybových aktivit u dotazovaných.

Tabulka 3. Druh a týdenní frekvence provádění sportovně-rekreačních pohybových aktivit (n=401)

| nejčastěji vyhledávané sportovní aktivity a frekvence provádění u dotazovaných |       |                 |               |               |       |
|--|-------|-----------------|---------------|---------------|-------|
| Pohybová aktivita  | vůbec | 1-2x<br>měsíčně | 1-2x<br>týdně | 3-4x<br>týdně | denně |
|  | n     | n               | n             | n             | n     |
| procházky pro zdraví   | 78    | 104             | 75            | 43            | 101   |
| běh, jogging   | 334   | 28              | 22            | 8             | 0     |
| jízda na kole včetně rotopedu  | 174   | 86              | 76            | 36            | 29    |
| aerobik, kondiční cvičení  | 321   | 18              | 55            | 7             | 0     |
| posilovna  | 338   | 15              | 36            | 4             | 1     |
| volejbal, fotbal (míčové hry)  | 286   | 41              | 56            | 17            | 1     |
| plavání  | 235   | 98              | 53            | 12            | 3     |
| jóga   | 362   | 9               | 19            | 3             | 8     |
| jiná pohybová aktivita   | 379   | 5               | 14            | 3             | 0     |

Z jednotlivých výsledků je patrná oblíbenost jednotlivých sportovně-rekreačních pohybových aktivit.

Nejčastěji vyhledávané sportovní aktivity u dotazovaných:

1. Procházky pro zdraví (n=323)
2. Jízda na kole včetně rotopedu (n=227)
3. Plavání (n=166)

Denně prováděné sportovní aktivity:

1. Procházky pro zdraví (n=101)
2. Jízda na kole včetně rotopedu (n=29)
3. Jóga (n=8)

3 - 4x týdně prováděné sportovní aktivity:

1. Procházky pro zdraví (n=43)
2. Jízda na kole včetně rotopedu (n=36)
3. Míčové hry (n=17)

Z tabulky číslo 3 lze po vynásobení koeficientem pro převod na týdenní frekvenci získat hodnocení týdenní frekvence.

Při posuzování frekvenční části hodnocení vycházíme z předpokladu, že doporučovaná frekvence sportovně – rekreační pohybové aktivity je minimálně 3x týdně (Fiala 1999).

Ze součtu týdenních frekvenčních koeficientů potom vyplývá tabulka č. 4.

Tabulka 4. Hodnocení frekvence týdenní pohybové aktivity respondentů (n=401)

| Hodnocení frekvence týdenní pohybové aktivity |     |      |                             |    |      |
|---|-----|------|-----------------------------|----|------|
| Střední generace (30-55)                      |     |      | Starší generace (56 a více) |    |      |
|   | n   | %    |                             | n  | %    |
| Zcela nedostačující                           | 66  | 19,4 | Zcela nedostačující         | 6  | 10,3 |
| Nedostačující                                 | 101 | 29,5 | Nedostačující               | 19 | 32,2 |
| Dostačující                                   | 90  | 26,3 | Dostačující                 | 14 | 23,7 |
| Zcela dostačující                             | 85  | 24,8 | Zcela dostačující           | 20 | 33,8 |

Z tabulky je patrný rozdíl mezi prováděním pohybové aktivity u respondentů středního a staršího věku. Zatím co u respondentů středního věku je podíl dostačující a nedostačující pohybové aktivity téměř shodný (rozdíl 2% ve prospěch dostačující), u respondentů staršího věku převažuje podíl dostačující pohybové aktivity téměř o 10%. Tento fakt je dle našeho názoru dán dostatkem času v důchodovém věku. A větším zájmem o udržování dobrého zdravotního stavu respondentů.

## **Diskuse**

- muži i ženy dle BMI v průměru trpí nadváhou
- u většiny respondentů převládalo sedavé zaměstnání
- nejoblíbenější rekreačně-pohybovou aktivitou byly procházky pro zdraví

- u téměř poloviny (47,8%) dotazovaných byla týdenní frekvence pohybové aktivity zcela nedostačující nebo nedostačující
- u respondentů, kteří měli zájem o další vyšetření jsou nyní prováděny motorické testy (vytrvalostních, silových a rychlostních schopností), diagnostika funkčních poruch svalového systému a vyšetření axiálního skeletu polohovým snímačem
- na základě výsledků daných vyšetření budou probandům poskytnuta doporučení pro optimalizaci frekvence provádění pohybové aktivity v návaznosti na zlepšení funkční kapacity pohybového aparátu a zvýšení kvality jejich života

### **Závěry**

I přes jasné výsledky, které ukazují na současný stav a trendy v zapojování pohybové aktivity do životního stylu je nezbytné v tomto výzkumu dále pokračovat a prohlubovat poznatky v této problematice.

Protože jen tak můžeme účinněji ovlivňovat boj se sedavým způsobem života (hypoaktivitou) a předcházet tak problémům, které tento způsob života přináší.

### **Seznam literatury:**

1. DURSTIN, L. J. *Exercise Management for Persons with Chronic Diseases and Disabilities*. Champaign: Human Kinetics, 2002, 374 s. ISBN 0-7360-3872-8
2. FIALA, J. *Primárně - preventivní vyšetření. Manuál pro lékaře*. Brno: Ústav preventivního lékařství LF MU v Brně, 1999. 60 s.
3. JACKSON, A. W. et al. *Physical Activity for Health and Fitness*. Champaign: Human Kinetics, 1999. 367 s. ISBN 0-88011-599-8
4. NORRIS, CH. M. *Back stability*. Champaign: Human Kinetics, 2000. 272 s.
5. ISBN 0-7360-0081-X
6. WELK, G. J. *Physical Activity Assessments for Health-Related Research*. Champaign: Human Kinetics, 2002. 259 s. ISBN 0-7360-3748-9

### **2.1.2 Vliv pravidelné pohybové aktivity na úroveň psychických funkcí a koordinačních schopností u osob starších 60 let**

**Martin Zvonař, Igor Jadvidžák, Jitka Kopřivová, Martin Sebera,**

Fakulta sportovních studií, Masarykova univerzita v Brně, ČR

#### **Úvod**

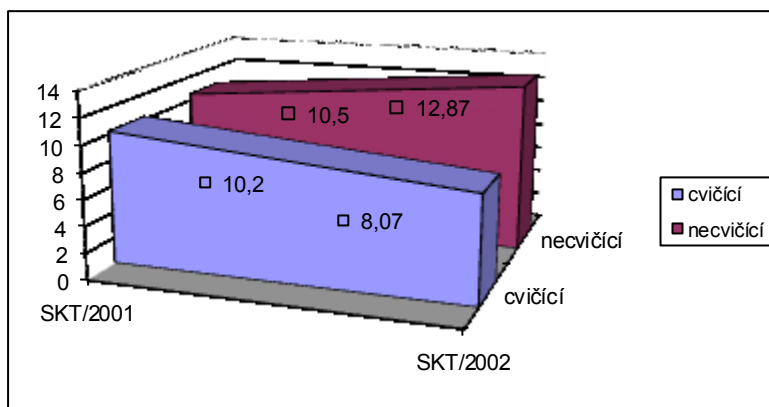
Hayflick (1997) považuje stárnutí za normální proces, který probíhá v každém z nás, jak plyne čas. Stárnutí je tedy nutno chápat jako výslednici vzájemného působení genetických faktorů, životního prostředí a životního stylu.

Jak uvádí Oswald (2001) v mozku starého člověka, nepostíženého patologickými jevy a díky plasticitě a i mozkovým kapacitám, nemusí dojít ke zhoršení těchto funkcí na úroveň demence. Při aktivním způsobu života nemusí nastat stav závislosti starého člověka na jeho okolí a může mu být dopřáno prožít radostné a spokojené stáří plné prožitků a nových vjemů.

Poznatky a zkušenosti mnoha autorů, kterým se podařilo zvýšenou pohybovou aktivitou zlepšit nejen fyzickou zdatnost, ale i psychické funkce u starších osob, se staly východiskem předvýzkumu v roce 2000 – 2002. Jednalo se převážně o ověření intervenčního programu z oblasti zdravotní tělesné výchovy a psychomotorických her.

Z výsledků SKT testu na začátku experimentu, předvýzkumu, na experimentální i kontrolní skupině seniorů vyplývá, že úroveň kognitivních funkcí byla v pásmu mírné demence (Obr. 1). Rozdíl vstupních dat obou skupin není markantní a rozptýl v jednotlivých souborech je zanedbatelný. Jedná se o homogenní skupinu 45 probandů v průměrném věku 79,4 let a to 25 seniorů v experimentální (průměrný věk 78,8) a 20 seniorů v kontrolní skupině (průměrný věk 80,15).

Po aplikaci cvičebního programu po dobu 8 měsíců u skupiny cvičících nastalo zlepšení úrovně kognitivních funkcí na úroveň nepatrné demence. Naopak u skupiny necvičících se úroveň demence značně zhoršila na úroveň střední demence.



6 stupňů demence:

- 0 – 4 / normální stav
- 5 – 8 / nepatrná demence
- 9 – 13 / mírná demence
- 14 – 18 / střední demence
- 19 – 23 / těžká demence
- 24 – 27 / velmi těžká demence

Obr. 1 SKT 2001 / 2002 experimentální a kontrolní skupina

Závěry z uvedeného předvýzkumu bylo třeba rozšířit i do oblasti koordinačních schopností. Proto jsme zahájili na nově vybrané skupině seniorů v roce 2004 výzkum komplexnější.

***Cílem našeho výzkumu bylo ověřit vliv intervenčního cvičebního programu na změnu úrovně motorické zručnosti, rovnováhových schopností, kognitivních funkcí a reakční schopnosti u vybraného souboru seniorů.***

### **Popis zkoumaného souboru**

Výzkumný soubor tvořilo celkem 18 seniorů (3 muži a 15 žen) v průměrném věku 75 let. Nejmladší cvičenec je muž a má 63 roků. Nejstarší z našeho souboru testovaných osob je žena, která má 92 roků. V rozhovoru jsme zjistili, že testované osoby kromě našeho cvičebního programu chodí pravidelně na procházky. Všichni cvičenci dosud žijí ve vlastních bytech. Třetina testovaných osob má vlastní zahrádku, kde provádí drobné práce a ani jeden z cvičenců není a nikdy nebyl kuřákem.

V roce 2004 jsme zahájili pravidelný pohybový program 2x týdně 60 minut. Vstupní měření bylo provedeno v únoru 2005, druhé měření v únoru 2006 a třetí měření v únoru 2007.

### **Intervenční cvičební program pro seniory**

V úvodní části byl cvičencům ponechán prostor pro vznik vzájemnou komunikaci. Byli seznámeni s obsahem cvičební jednotky a bylo provedeno mírné rozehrání organismu. Následovala část zaměřená zejména na prvky zdravotní tělesné výchovy (uvolňovací, protahovací, posilovací, mírně aktivační a dechové) s cílem korekce držení těla a

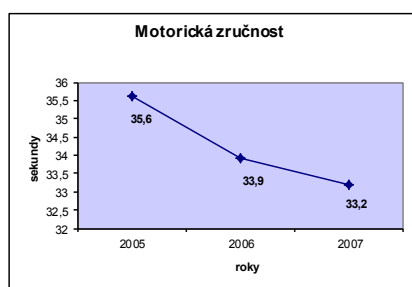
nápravě pohybových stereotypů. Vždy jsme respektovali zdravotní a fyzický stav cvičenců.

V další části hodiny byla zařazována psychomotorická cvičení a hry zaměřené na rozvoj motorické zručnosti, rovnováhových schopností, kognitivních schopností a reakční rychlosti. Při cvičení bylo velmi důležité navozovat radostnou a příjemnou atmosféru. Při cvičení byly používány vhodné pomůcky jako overbally, tácky, činky, kelímky, pěnové míčky, padák, nafukovací míčky atd.

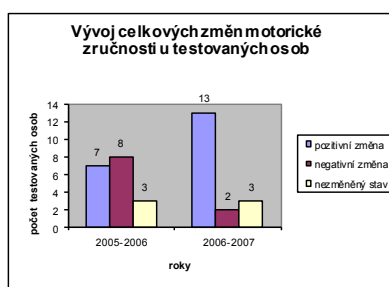
## Výsledky sledovaných parametrů

### Motorická zručnost

Výsledky úrovně motorické zručnosti jsme zjišťovali pomocí testu: „Sbírání mincí a zápalek obouřuč“ (Měkota, 1980) jehož principem je co nejrychleji sesbírat 20 mincí a zápalek ze stolu současně oběma rukama a vložit je do krabičky. V roce 2006 jsme provedli druhé měření, kde jsme zjistili, že se nám podařilo u 7 TO zlepšit úroveň motorické zručnosti. U 3 osob byl stav nezměněn a u 8 osob došlo ke zhoršení sledované schopnosti. Při třetím měření v roce 2007 pozitivní změna nastala již u 13 TO, stav nezměněn u 3 TO, negativní změna u 2 TO. Mezi počátečním a závěrečným měřením se 12 TO zlepšilo, 3 TO zůstali na stejné úrovni, část z důvodů nervozity při testu a 2 TO se zhoršili, zejména v souvislosti se zhoršujícím se zdravotním stavem (Obr. 2., Obr. 3) Uvedené změny nebyly statisticky významné, ale pro nás se jevily jako věcně významné.



Obr. 2. Výsledky testu motorické zručnosti



Obr. 3. Motorická zručnost – změny u TO

Ze získaných poznatků vyplývá, že u sledovaného souboru došlo k celkovému zlepšení motorické zručnosti. Výraznější progresivita pozitivních změn se však neprokázala vzhledem k degenerativním změnám jako zakřivení prstů a poruchám v karpálním tunelu. Na začátku experimentu byla úroveň motorické zručnosti u našich cvičenců

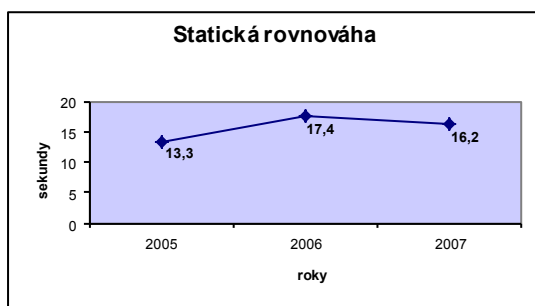


velmi špatná. Nedokázali míč udržet v dlani, přehazovat si ho z ruky do ruky. Značné potíže jim dělalo udržet míč na dlani za pomoci prstů roztočit vlevo nebo vpravo. V závěru experimentu nám bylo při rozhovoru se seniory sděleno, že se jim zlepšila motorická zručnost v běžném životě. I Štilec (2004) uvádí zlepšení obratnosti u své experimentální skupiny seniorů.

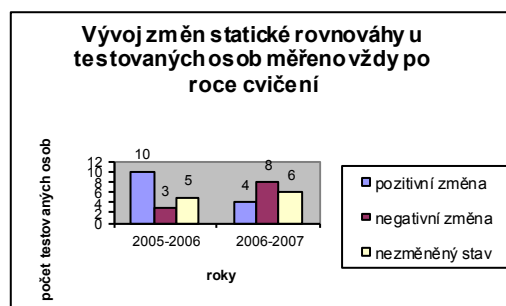
Ze získaných výsledků jsme dokázali, že pravidelné provádění vhodně zvoleného cvičební program může vést k zdokonalení motorické zručnosti u seniorů.

### Statická rovnováha

Statickou rovnováhu jsme zjišťovali pomocí testu „Stoj na čáře“ (Boes, Wydra, 1993), jehož principem je vydržet co nejdéle se zavřenýma očima v nefyziologické pozici. Měří se čas do doby než je tento stoj porušen, nebo TO otevře oči. Vstupní test byl proveden v r. 2005. V roce 2006 jsme dosáhli u TO 10 pozitivních změn, u 5 TO stav nezměněn a u 3 TO negativní změny. Při třetím měření v roce 2007 u 4 TO nastala pozitivní změna, a u 6 TO stav nezměněn. Zhoršení výsledků nastalo u 8 TO. Mezi 1. a 3. měřením se 6 TO zlepšilo, 4 TO zůstali na stejné úrovni a 8 TO se zhoršili (Obr. 4, Obr. 5).



Obr. 4. Statická rovnováha

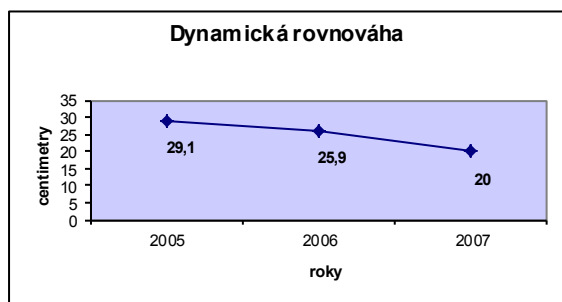


Obr. 5. Statická rovnováha- změny u TO

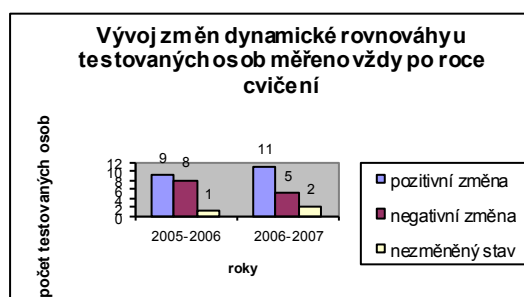
Největší nárůst pozitivních změn nastal po prvním roce cvičení, což vysvětluje fakt, že jsme mezi roky 2006-2007 nezařazovali do cvičebního programu dostatek cvičení na rozvoj statické rovnováhy a na žádost našich cvičenců jsme se zaměřovali spíše na ZTV. Z těchto závěrů dospíváme k názoru, že statická rovnováha ve stáří musí být neustále trénována, jinak senioři tuto schopnost ztrácí. A proto je třeba při práci se seniory zaměřit se více v intervenčním cvičebním programu na trénink statické rovnováhy.

## Dynamická rovnováha

Diagnostiku úrovně dynamické rovnováhy jsme provedly pomocí testu „Chůze po čáře“, jehož principem je chůze se zavřenýma očima po 8 metrů dlouhé čáře. Měří se odchylka od této linie v cm. Po ročním působení intervenčního cvičebního programu jsme zaznamenali pozitivní změnu u 9 TO, stav nezměněn u 1 TO, negativní změnu u 8 TO. Při třetím měření v roce 2007 nastalo výrazné zlepšení a to u 11 TO, stav nezměněn u 2 TO, negativní změna nastala u 5 TO. (Obr. 6, Obr. 7).



Obr. 6. Dynamická rovnováha

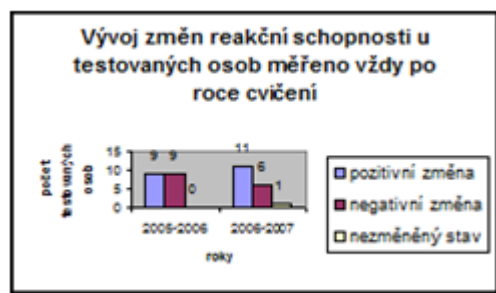
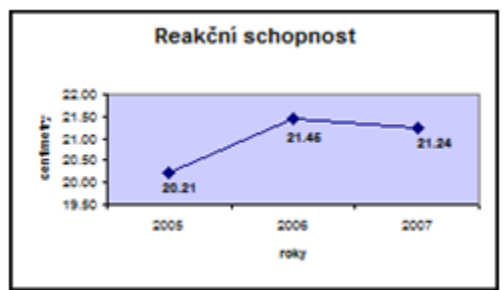


Obr. 7. Dynamická rovnováha – změny u TO

Můžeme tedy říci, že jsme dosáhli u naší sledované skupiny seniorů vlivem vhodného výběru a realizace pohybové aktivity významné pozitivní změny v úrovni dynamické rovnováhy. Pozitivní tendenci vysvětlujeme tak, že senioři přijali myšlenku, že turistika a posilování dolních končetin je nejlepší cvičení na rozvoj této schopnosti. Absolvovali jsme s naší skupinou i několik turistických výletů na zajímavá místa v okolí Brna. Na těchto výletech se mnozí z probandů domluvili s členy Turistických oddílů seniorů a s nimi začali provozovat pěší turistiku. To, že pravidelně prováděná cvičení zaměřená na stabilitu pozitivně ovlivňují rovnováhové schopnosti, prokázal i Štílec (2004).

## Reakční schopnost

Úroveň reakční schopnosti jsme zjišťovali pomocí testu „Zachycení padajícího předmětu“ (Měkota, 1980), jehož principem je co nejrychlejší zachycení upuštěné gymnastické tyče. Měří se dráha (v cm), kterou tyč vykonala, než ji TO zachytila. Pozitivní změnu jsme zaznamenali u 9 TO, stav nezměněn u 0 TO, negativní změna nastala u 9 TO. Při třetím měření v roce 2007 nastalo výrazné zlepšení a to u 11 TO, stav nezměněn u 6 TO, negativní změna nastala u 1 TO. Mezi 1. a 3. měřením se jen 7 TO zlepšilo, ale 11 TO se zhoršilo (Obr. 8, Obr. 9).



Obr. 8. Reakční schopnost-čím kratší čas tím lepší výkon Obr. 9. Reakční schopnost- změny u TO

Cvičení na rozvoj reakční schopnosti jsme do intervenčního cvičebního programu téměř nezařazovali, zajímalo nás, zejména, jakým způsobem se cílová skupina bude v reakční schopnosti vyvíjet bez specifických cvičení, protože podle mnoha výzkumů se tato schopnost nemění s věkem a dá se zlepšit jen specifickými cvičeními. Změny nemůžeme přesněji interpretovat, protože se nám jeví jako statisticky nevýznamné a současně jsou zatíženy faktory jako je pozornost, zhoršení zraku, sluch atp.

## **Závěry a doporučení**

### **Závěry pro teorii:**

Vzhledem k dané věkové skupině se ukazuje jako důležitá otázka jednotné metodologie diagnostiky úrovně motorických schopností.

Z našich praktických zkušeností, které jsme po dobu práce se seniory získali, můžeme konstatovat, že pravidelně prováděná cvičení mají pozitivní vliv na zlepšení nejen fyzického, ale i psychického stavu seniorů. Cvičení ve starším věku přispívá nejen ke zdraví, ale především k obohacení života seniorů. Cvičenci tak mohou prožívat mnohdy nezapomenutelné zážitky a radost z psychomotorických her a cvičení. Získávají tak zkušenosti o svém těle, o sobě samém. Můžeme tvrdit, že se nám podařilo přispět ke zlepšení kvality života cvičenců především v oblasti jejich prožitků a pocitů, což považujeme za velmi důležité obzvláště pro obyvatele domovů důchodců. Vzhledem k malému množství našeho souboru, nemůžeme výsledky zevšeobecňovat. Proto hodláme pokračovat v tomto výzkumu a rozšířit výzkumný soubor.

## **Závěry pro praxi**

Podle výzkumů a názorů odborníků uvedených v této práci můžeme říct, že klíčem k dlouhému a kvalitnímu životu je dostatek pohybu. Vhodně sestavený, dlouhodobě a pravidelně prováděný cvičební program prokazatelně přináší tato pozitiva:

(silně označené jsme sledovali a prokázali v našem výzkumu)

- zlepšení sociální komunikace
- **vyšší úroveň zručnosti**
- zlepšení pohyblivosti
- **zlepšení psychických funkcí** (mestické a kognitivní funkce) a zpomalení nástupu demence

## ***Zhlediska praktických zkušeností při práci se seniory vyvozujeme následující didaktické zásady:***

- o vhodnosti cvičení se poradit s lékařem
- před zahájením cvičení doporučit cvičencům pravidelné lékařské kontroly s uvedením diagnózy a kontraindikace
- při cvičení zvolit vhodnou, pohodlnou polohu, nejlépe vsedě na židli, která není náročná ani po stránce fyzické, ani po stránce psychické
- využít především cvičení, při kterých se zapojuje co možná největší počet svalových skupin, bez silových nároků
- volit pomalé, řízené pohyby, při kterých je možná neustálá korekce pohybu v koordinaci s dechem (nikdy nezadržovat dech!!!), vhodné jsou cviky, které mají charakter krátkých výdrží
- volit dynamickou tělesnou zátěž, spíše vytrvalostního charakteru
- při únavě si krátce odpočinout, cvičení nesmí vést k nepřiměřené únavě, či bolesti
- srdeční frekvence při cvičení by neměla přesahovat 90 tepů za minutu
- využívat vyrovnávací cvičení zaměřené na jednotlivé úseky pohybového aparátu
- vyvarovat se prudkých, rychlých pohybů, hlubokých předklonů a rychlých změn poloh
- vnímat pocity při cvičení
- zařazovat pohybové a psychomotorické hry na uvědomování si prožitků svého těla a cvičení doprovázet hudbou

- používat pestré, přitažlivé pomůcky (overbally, tácky pod skleničky, šátky, tyče, jogurtové kelímky, padák, PET láhve, reflexní míčky, kusy látek, nafukovací míčky)
- dávkování je individuální, optimální počet opakování je 6-8x, minimální 4x, maximální 10x, je však nutné respektovat subjektivní pocity při cvičení
- cvičit nejméně 3 x za týden po dobu 1 hodiny nebo 5 x týdně po dobu 30 minut ve 30 – 60 % zatížení, méně častý nebo méně intenzivní trénink je považován za nedostatečný

Cvičení by mělo být vždy přesně směřováno pro skupinu, se kterou cvičíme. Musíme si uvědomit, že téměř každý senior má kompenzovanou hypertenzi farmaky, často je po, nebo před operací nosných kloubů, či využívá kardiostimulátor

***Jak bylo již řečeno, vhodně zvolená pohybová aktivita může tedy hrát významnou roli nejen v prevenci řady onemocnění a v oddálení nástupu regresivních procesů, ale může především pozitivně ovlivnit psychický i fyzický stav seniorů a umožnit jim kvalitněji žít.***

#### **Seznam použité literatury:**

1. Boes, K, Wydra, G. *Gesundheitsfoerderung durch Bewegung Spiel und Sport: Ziele und Methoden des Gesundheitssports in der Klinik Balingen*: Perimed – Spitta, 1992 275 s, ISBN: 3-929165-40-6
2. ERZIGKEIT, H *SKT – Manual* Wupertal: Nobe & Partner, 1992 25 s
3. HAYFLICK, L *Jak a proč stárneme*. Praha: knižní klub, 1997
4. Meusel, H *Bewegung Sport und Gesundheit im Alter* Wiesbaden: Quelle & mayer, 1996, 251 s, ISBN: 3-494-01235-0
5. MĚKOTA, K. *Měření a testy v Antropomotorice III* 1vyd Olomouc: Rektorát Univerzity Palackého, 1979 254 s
6. Měkota, K. *Měření a testy v Antropomotorice I IV* 1 vyd Olomouc: Rektorát Univerzity Palackého, 1980 142 s
7. Měkota, K, Blahuš, P. *Motorické testy v Tv1* vyd Praha: SPN, 1983 335 s
8. ŠTILEC, M *Program aktivního stylu života pro seniory* 1 vyd Praha: Portál, 2004 136s ISBN 80-7178-920-8

9. ŠTILEC, M *Pohybově relaxační programy pro starší občany* 1 vyd Praha: Karolinum, 2004 94s, ISBN 80-246-0788-3

## **The influence of regular physical activities on the level of mental functions and coordination in people over the age of 60**

**Martin Zvonař, Igor Jadvidžák, Jitka Kopřivová, & Martin Sebera**

Faculty of Sport Studies, Masaryk University in Brno, Czech Republic

The aim of the research was to check by experiment the influence of the interventional physical training programme on the change of the level of the motor skills, balance skills, cognitive functions and reactive skills of a group of selected seniors. Eighteen seniors (3 men and 15 women; mean age = 75, with a range from 63 to 92 yr. old) participated in the study. We started a regular physical training programme that focused on health and physical activity (HPA) for a period of 60 minutes twice weekly at the turn of 2004 and 2005, respectively. The entry measuring of the monitored parameters (the level of motor skills, balance skills, cognitive functions and reactive skills) was carried out in February 2005. The second measuring was carried out in February 2006 and the third in February, 2007. The results of our experiment imply the following findings: with the influence of interventional physical training the monitored parameters were improved or at least reached a constant state which can be, with respect to the programme specificity, considered as a positive impact of the exercising. Data were analysed with method of descriptive statistics in program Statistic 7. We calculated standard deviation for calculation of statistical significance of differences. We proved statistical significance of differences on level of relevance 5% for motor skills ( $p=0,0317$ ) and balance skills ( $p=0,0412$ ). Keeping to the following rules appeared to be very important for more effective work with the seniors:

- Recommending that the participants undergo regular medical examinations stating diagnosis and contraindication before starting the training
- Choosing a suitable and comfortable position during exercising, preferably sitting on a chair which is not exacting physically nor psychically

- Using such exercises that utilize as many muscular groups as possible without requiring force.

Choosing slow controlled movements which enable permanent movement correction with breathing (one should never hold their breath!!!), exercises that have a character of short endurance are suitable

- Using balancing exercises that focus on each section of locomotive organs
- Avoiding swift quick movements, low forward bends and quick changes in positions
- Perceiving feelings during exercising
- Introducing physical and psychomotor games on realizing the body experiences and accompanying the exercising with music

The exercising should always be focused accurately on the group we are doing exercise with. We must realize that almost every senior has hypertension compensated for by medicine, he/she is often recovering from or soon to have an operation on weight-bearing joints or, uses pacemaker. Suitably chosen physical activity can, therefore, play an important role not only in prevention of many diseases and in delaying regressive processes but mostly, it can positively influence the psychical and physical state of seniors and enables them to live a better life.

Key words: motor skills, balance skills, cognitive functions and reactive skills, interventional physical training

### **2.1.3 Objem a frekvence pohybové aktivity ve vztahu ke zdravotnímu stavu populace středního a staršího věku.**

**Autor: Mgr. Martin Zvonař, PhD.**

**Cílem výzkumu bylo předložit poznatky o:**

- a) **volnočasových pohybových aktivitách zkoumané věkové populace**
- b) úrovni zdravotního stavu a nejčastějších zdravotních problémech sledovaných skupin
- c) vzájemných souvislostech mezi sledovanými parametry

Na základě studia odborné literatury a vlastního předchozího výzkumu jsme formulovali následující pracovní hypotézu:

**„Frekvence a objem tělocvičné aktivity má přímý vliv na zdravotní stav zkoumaného souboru“**

#### **Význam a předpokládané výsledky projektu**

S cílem poukázat na vhodné cesty vedoucí ke změnám životního stylu populace středního a staršího věku, mohou mít výsledky projektu závažný celospolečenský význam. Na základě zjištěných údajů u vybrané populace středního a staršího věku bude možné popsat nejdůležitější příčiny často se vyskytujících zdravotních potíží. Bude možné také porovnat údaje o úrovni tělesného i zdravotního stavu jednotlivých zkoumaných věkových skupin a poukázat současně na možné vývojové tendence. Řešitelský tým bude pomocí odborných seminářů, přednášek, publikací a medializace pomocí komunikačních prostředků rozšiřovat osvětu týkající se uvedené problematiky. Současně budeme o této problematice a o výsledcích výzkumu informovat ve výuce studenty programu tělesná výchova a sport.

#### **Koncepce a výzkumné metody**

Pomocí dotazovacích metod byly vybraných skupin středního a staršího věku zjišťovány údaje o celkových volnočasových pohybových aktivitách a zdravotním stavu. Dotazníky byly sestaveny kolektivem řešitelů s využitím zkušeností z některých publikovaných



prací a standardizovaných testů. Předpokládaný výběr 1,5 tisíce probandů byl proveden náhodným výběrem. Dotazníky byly šířeny proškolenými studenty pregraduálního studia z Fakulty sportovních studií v Brně, z pedagogických fakult UHK a ZČE.

### **Konkrétně byla aplikována následující metoda:**

#### **A. Metoda dotazovací:**

Pomocí vstupních dotazníků osvědčených v projektu č.58/1999 národního projektu podpory zdraví MZČR (hlavní řešitel: MUDr. Jindřich Fiala, CSc., LF MU v Brně) zjišťujeme druh a týdenní frekvenci sportovně - rekreační pohybové aktivity a zdravotní stav respondentů středního a staršího věku

**Dotazník pohybové aktivity umožnil vytvořit časový snímek pohybové aktivity v rámci týdenního režimu.**

#### **B. Statistické metody zpracování dat:**

Použili jsme statistickou metodu závislosti mezi jevy při nominálním měření. Po zjištění četnosti jednotlivých číselných souborů provedeme třídění prvního stupně ( relativní četnosti) a třídění druhého stupně ( kontingenční tabulky) pro zjištění souvislostí mezi položkami v dotazníku výsledky v motorických testech.

### **Výsledky výzkumu prováděného v letech 2003 - 2007**

#### **Dotazník pohybových aktivit**

##### **1. Vyhodnocení základních biologických a antropometrických údajů respondentů**

Z celkového počtu 1408 respondentů bylo 798 žen a 610 mužů.

Středního věku: 1291

Staršího věku: 117

Přiměřenost tělesné hmotnosti vůči výšce respondentů jsme posuzovali na základě výpočtu BMI (body mass index). Vyhodnocení BMI je patrné z tabulky 1.

Tabulka 1. Základní posouzení přiměřenosti tělesné hmotnosti respondentů (n=1234)

|      | BMI (Body Mass Index)(kg/m <sup>2</sup> ) |               |         |         |                                       |               |         |         |
|------|---|---------------|---------|---------|---------------------------------------|---------------|---------|---------|
|      | ženy - celkem (n = 693)                   |               |         |         | muži - celkem (n = 541)               |               |         |         |
|      | podváha                                   | normální váha | nadváha | obezita | podváha                               | normální váha | nadváha | obezita |
| n    | 11  | 361           | 321     | 105     | 6                                     | 203           | 310     | 91      |
| n(%) | 1,3                                       | 45,2          | 40,2    | 13,1    | 0,9                                   | 33,2          | 50,8    | 14,9    |
|      | průměrný BMI: 24,3 kg/m <sup>2</sup>      |               |         |         | průměrný BMI : 26,5 kg/m <sup>2</sup> |               |         |         |

Je znepokojující, že v průměru dosáhl BMI u mužů 26, 5 u žen 24.3 což je již v obou případech považováno za nadváhu.

Z typů zaměstnání převládalo zaměstnání sedavého charakteru. Celkový stav popisuje tabulka č. 2.

Tabulka 2. Charakter zaměstnání (n=1234)

| Charakter zaměstnání    |       |      |
|-------------------------|-------|------|
| Typ pracovní činnosti   | muži  | ženy |
|                         | %     | %    |
| Fyzická práce           | 12%   | 7%   |
| Sedavé zaměstnání       | 43,3% | 53%  |
| Fyzické i duševní práce | 44,6% | 40%  |

Průměrně strávili respondenti v sedě 7,2 hodin za den což odpovídá přibližně celé délce pracovní doby. Tento fakt pouze podtrhuje celkově špatnou situaci městské populace středního věku.

## 2. Vyhodnocení druhu a týdenní frekvence sportovně - rekreačních pohybových aktivit

Nejčastěji vyhledávané sportovní aktivity u dotazovaných:

1. Procházky pro zdraví (n=1086)
2. Jízda na kole včetně rotopedu (n=879)
3. Plavání (n=579)

Denně prováděné sportovní aktivity:

1. Procházky pro zdraví (n=312)
2. Jízda na kole včetně rotopedu (n=88)
3. Jóga (n=24)

3 - 4x týdně prováděné sportovní aktivity:

1. Procházky pro zdraví (n=145)
2. Jízda na kole včetně rotopedu (n=122)
3. Míčové hry (n=49)

Z tabulky číslo 3 lze po vynásobení koeficientem pro převod na týdenní frekvenci získat hodnocení týdenní frekvence pohybové aktivity.

Při posuzování frekvenční části hodnocení vycházíme z předpokladu, že doporučená frekvence sportovně – rekreační pohybové aktivity je minimálně 3x týdně alespoň 20 minut (Fiala 1999).

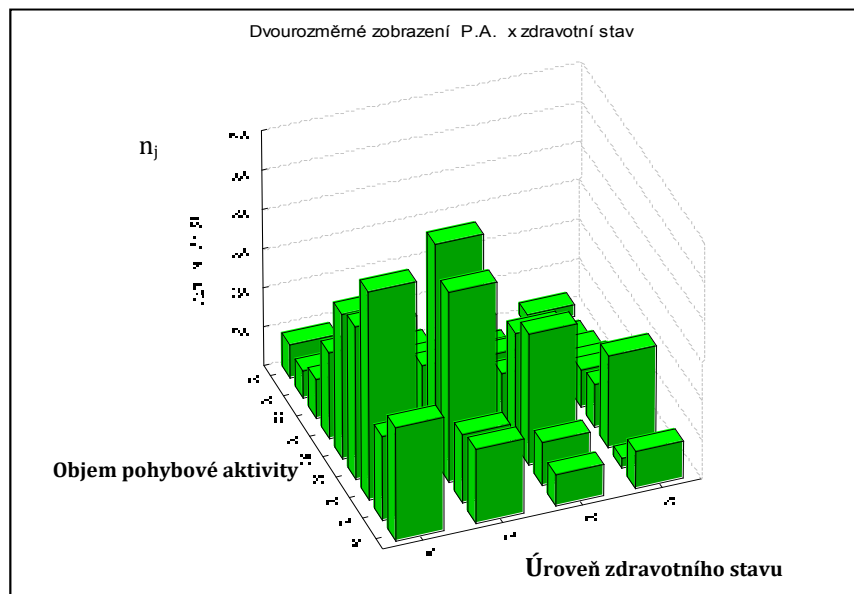
Ze součtu týdenních frekvenčních koeficientů potom vyplývá tabulka č. 4.

Tabulka 3. Hodnocení frekvence týdenní pohybové aktivity respondentů (n=1408)

|               |                    | FREKVENCE POHYBOVÉ AKTIVITY |              |            |                  |
|---------------|--------------------|-----------------------------|--------------|------------|------------------|
|               |                    | Zcela nedostatečná          | Nedostatečná | Dostatečná | Zcela dostatečná |
| <b>ŽENY</b>   | 30–40 let          | 36%                         | 16%          | 16%        | 32%              |
|               | 41–50 let          | 41%                         | 16%          | 12%        | 31%              |
|               | 51–60 let          | 40%                         | 17%          | 20%        | 23%              |
|               | 61 let a více      | 40%                         | 10%          | 10%        | 40%              |
|               | <b>celkem ženy</b> | <b>39%</b>                  | <b>15%</b>   | <b>14%</b> | <b>31%</b>       |
| <b>MUŽI</b>   | 30–40 let          | 34%                         | 19%          | 19%        | 28%              |
|               | 41–50 let          | 43%                         | 15%          | 12%        | 30%              |
|               | 51–60 let          | 43%                         | 13%          | 18%        | 26%              |
|               | 61 let a více      | 41%                         | 12%          | 18%        | 29%              |
|               | <b>celkem muži</b> | <b>40%</b>                  | <b>15%</b>   | <b>17%</b> | <b>28%</b>       |
| <b>CELKEM</b> |                    | <b>40%</b>                  | <b>15%</b>   | <b>16%</b> | <b>29%</b>       |

## Pohybová aktivita a zdravotní stav

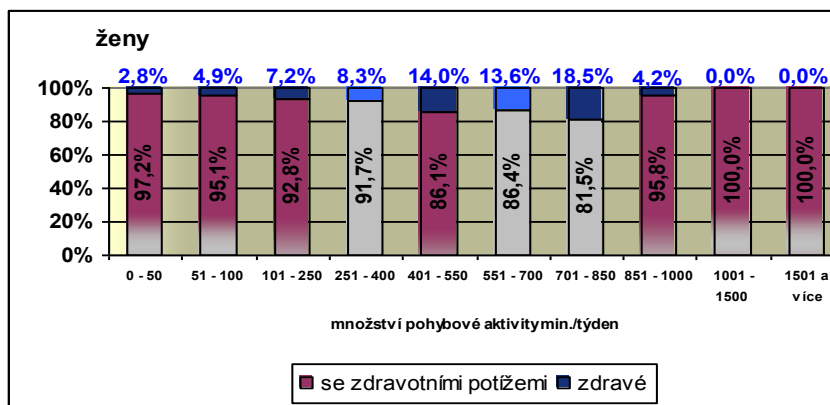
Prostřednictvím Pearsonova Chí-kvadrátu jsme potvrdili, že zdravotní stav je ovlivňován objemem pohybové aktivity, hypotézu o nezávislosti tedy zamítáme. Z obr. 1 je zřejmé, že skupina provozující pohybovou aktivitu o objemu 400 – 1000 minut týdně skutečně vykazuje lepší zdravotní stav, než skupina s menším, či větším objemem pohybové aktivity. Zjistili jsme, že objem pohybové aktivity ovlivňuje zdravotní stav pozitivně, ale jen do určité míry. Pozitivní dopad zjišťujeme při objemu pohybové aktivity v rozmezí 400 – 1000 minut týdně, především na oběhový systém a oblast páteře. Pohybová aktivita prováděná ve vyšším objemu než 1000 minut může mít i negativní dopad. Zjistili jsme, že nedostatečný objem pohybové aktivity (ve výsledcích uváděný jako nedostačující a zcela nedostačující) má za následek 20% zvýšení výskytu onemocnění oběhového systému, 14% nárůst onemocnění a bolestivosti páteře a 7% zvýšení tělesné hmotnosti oproti lidem s dostatečnou pohybovou aktivitou. Na druhé straně jsme zjistili, že zdravotní komplikace přináší i nadměrná pohybová aktivita, jde zejména o onemocnění pohybového aparátu (artrózy). Zde je ovšem nutné dodat, že skupina lidí s nadměrnou pohybovou aktivitou je ze statistického hlediska příliš malá a naše zjištění je možné z části přičíst i genetickým činitelům, zraněním apod. Obr. 2 a 3 naznačují, jak je zdravotní stav populace ovlivňován objemem pohybové aktivity.



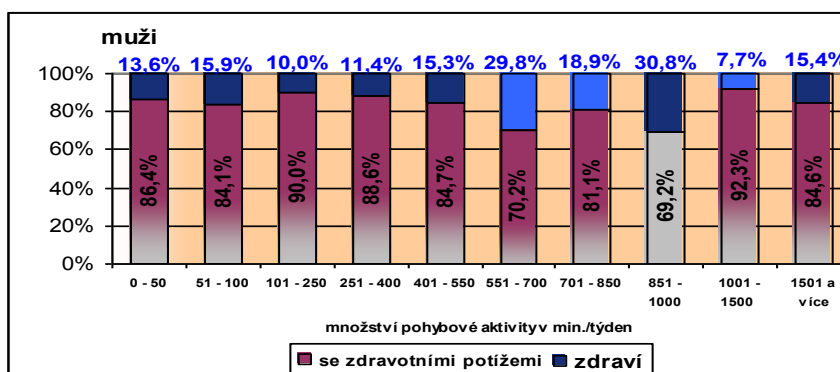
Obr. 1: Vývoj zdravotního stavu v závislosti na objemu pohybové aktivity

Tab. 4: Výpočet Pearsonova Chí-kvadrátu

| Statist.     | P.A. min./tyd x za |     |       |
|--------------|--------------------|-----|-------|
|              | Chi-kv             | sv  | p     |
| Pearsonuv    | 45,97              | df= | p=,00 |
| MI-V chi-kva | 47,46              | df= | p=,00 |



Obr. 2: Vztah objemu pohybové aktivity a zdravotního stavu v kategoriích žen



Obr. 3: Vztah objemu pohybové aktivity a zdravotního stavu v kategoriích mužů

## Diskuse, závěry

**H1: Frekvence a objem tělocvičné aktivity má přímý vliv na zdravotní stav zkoumaného souboru**

Prokázali jsme, že frekvence a objem pohybové aktivity má přímý vliv na zdravotní stav. Lidé provádějící rekreační pohybovou aktivitu více než 400 minut týdně trpí prokazatelně méně zdravotními potížemi. **Hypotéza H1 se potvrdila.**

**Závěry zjištěné z dotazníku pohybových aktivit:**

- 48 % žen a 65 % mužů trpí dle BMI nadváhou nebo obezitou

- alarmující je 79 % žen staršího věku a 75 % mužů staršího věku s nadváhou či obeznic
- u více než poloviny dotazovaných (55 %) byla intenzita pohybové aktivity zcela nedostačující nebo nedostačující (podle MUDr. Fialy)
- nejoblíbenější rekreačně-pohybovou aktivitou, u respondentů od 5. decennia byly procházky pro zdraví
- pohybová aktivita oblíbená ve všech věkových kategoriích i u populace staršího věku je jízda na kole nebo rotopedu
- kolektivní sporty se těší velké oblibě především u mužů středního věku

### **Závěry zjištěné z dotazníku zdravotního stavu:**

- zaměstnání převážně duševní povahy je stále typicky ženskou oblastí
- lidé se zaměstnáním převážně duševního charakteru, stráví větší část dne v sedě (8,2 sed x 4,3 stoj)
- u sledovaného souboru jsme zjistili, že nejvíce času stráví v sedě a ve stoji za den lidé s kombinovaným zaměstnáním (13,5 hodin)
- pouze každý desátý jedinec v populaci středního a staršího věku (v rámci zkoumaného souboru) nemá „žádné“ zdravotní potíže
- v celém souboru převažují v kategorii „zdravých“ muži nad ženami více než o ¼
- ukazuje se, že většina zjišťovaných zdravotních potíží není zpravidla závažného charakteru, neboť více než 85% dotázaných se své zdravotní potíže ani nepokouší řešit

### **Seznam vybrané literatury**

BERÁNKOVÁ, L. ZVONÁŘ, M. Nedostatek pohybové aktivity – fenomén dnešní doby. In „*Pohyb a zdraví*“. Olomouc: FTK, 2004. s. 86-89.

DURSTIN, L. J. *Exercise Management for Persons with Chronic Diseases and Disabilities*. Champaign: Human Kinetics, 2002, 374 s. ISBN 0-7360-3872-8.

HRČKA, I. Monitorovanie zdravotného stavu a pohybových aktivít zamestnancov. In „*Monitorovanie telesných a pohybových predpokladov občanov SR.*“ Bratislava: FTVŠ UK 1997, s. 5-14.

JACKSON, A. W. et al. *Physical Activity for Health and Fitness*. Champaign: Human Kinetics, 1999. 367 s. ISBN 0-88011-599-8.

KOPŘIVOVÁ, J., DOLINA, J., JADVIDŽÁK, I., GRMELA, R. Pohybové aktivity pro zlepšení fyzického a psychického stavu seniorů. In „*Nové poznatky v kinantropologickém výzkumu*“. 1. vyd. Brno : Masarykova univerzita, 2003. od s. 97-100, 249 s. ISBN 80-210-3099-2.

MĚKOTA, K. , BLAHUŠ, P. *Motorické testy v tělesné výchově*. Praha: SPN 1983. 246 s.

TEPLÝ, Z. : *Fit po padesátce*. Praha: Sportpropag, 1984.

VILIKUS, Z. et al. Vývoj fyzické zdatnosti duševně pracujících mužů české populace za posledních 20 let. In „*Tělesná výchova a sport na přelomu století*“. Praha: FTVS UK, 1997. s.211-213.

ZVONAŘ, M., PAVLÍK, J. Pohybová aktivita a tělesná zdatnost střední a starší populace. In „*Sport and health*“. Brno FSpS, 2005. s.61-65.

### 2.1.4 The influence of regular physical activities on the level of mental functions and coordination in people over the age of 60

Martin Zvonař; Zdenko Reguli; Martin Sebera; Jitka Kopřivová

Masaryk University, Brno, Czech Republic

#### Introduction

The aim of the research was to check by experiment the influence of the interventional physical training programme on the change of the level of the motor skills, balance skills, cognitive functions and reactive skills of the group of selected seniors. Based on pilot study with experimental and control groups followed on that level of cognitive functions was in zone of moderate aphrenia. We come up from partition on six degrees of aphrenia:

1. Normal level (0-4)
2. Imponderable aphrenia (5-8)
3. Moderate aphrenia (9-13)
4. Middle aphrenia (14-18)
5. Deep aphrenia (19-23)
6. Very deep aphrenia (24 and more)

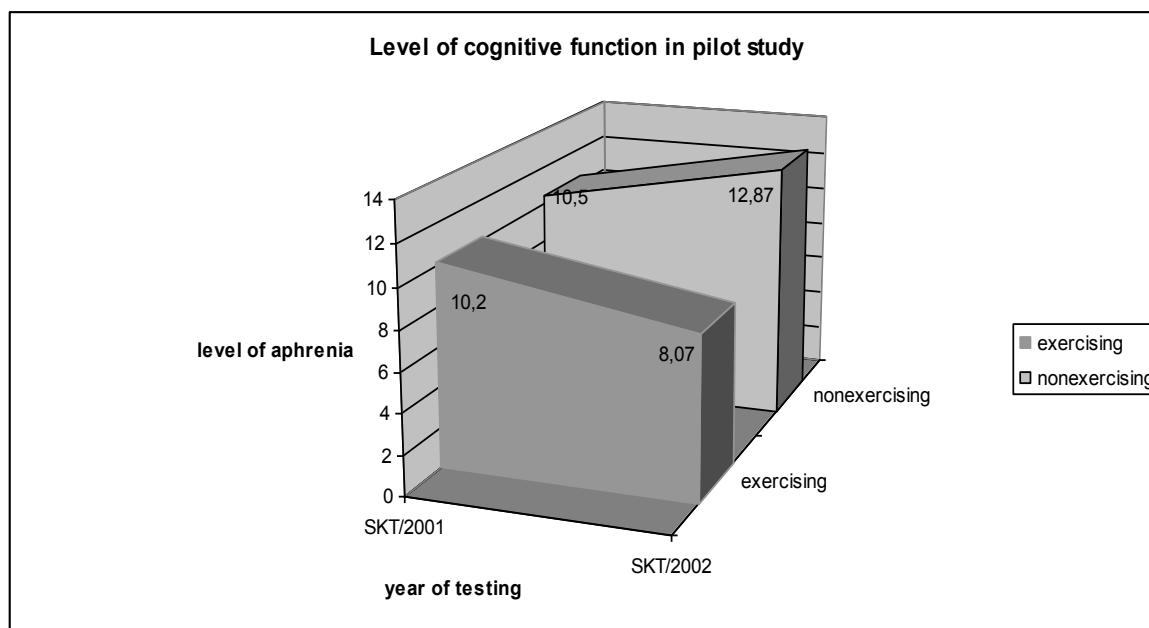


Figure 1: Level of cognitive function of people in pilot study



It was necessary extend result of pilot study to the area of coordination abilities. Therefore we start more complex experimental research with new group of people.

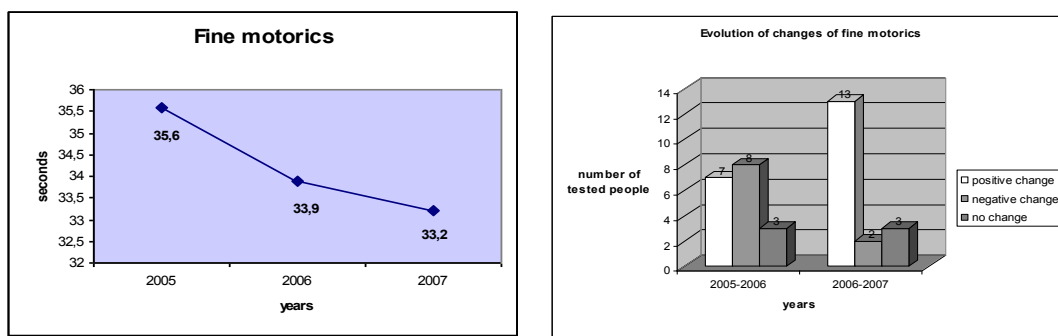
## **Methods**

Eighteen seniors (3 men and 15 women; mean age = 75, with a range from 63 to 92 yr. old) participated in the study. We started a regular physical training programme that focused on health and physical activity (HPA) for a period of 60 minutes twice weekly at the turn of 2004 and 2005, respectively. The entry measuring of the monitored parameters (the level of motor skills, balance skills, cognitive functions and reactive skills) was carried out in February 2005. The second measuring was carried out in February 2006 and the third in February, 2007.

## **Results**

The results of our experiment imply the following findings: with the influence of interventional physical training the monitored parameters were improved or at least reached a constant state which can be, with respect to the programme specificity, considered as a positive impact of the exercising. Data were analysed with method of descriptive statistics in program Statistic 7. We calculated standard deviation for calculation of statistical significance of differences. We proved statistical significance of differences on level of relevance 5% for motor skills ( $p=0,0317$ ) and balance skills ( $p=0,0412$ ). Keeping to the following rules appeared to be very important for more effective work with the seniors.

Fine motorics we tested by test “coins collecting and matches by one hand” in frame of our group we find out non-significant improvement with respect to age of people.



Figure

2: Fine motorics

Static balance we tested by the “standing on the line” (Boes, Wydra, 1992).

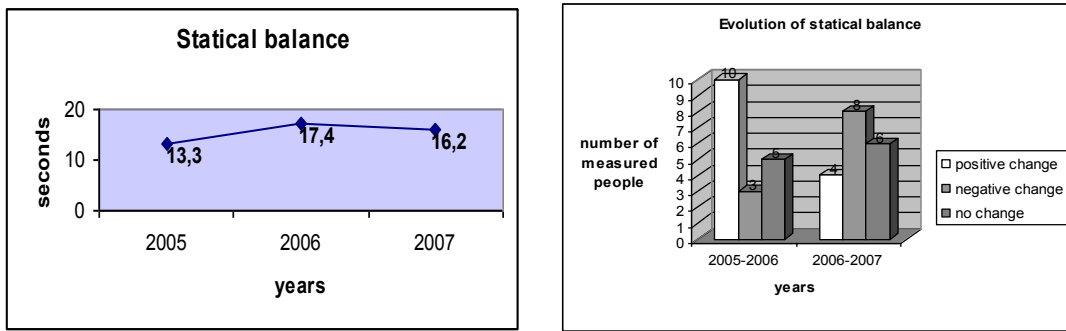


Figure 3: Static balance

The biggest positive change of static balance we find out between first and second year of exercise.

Dynamics balance we measured by “walking on the line”. Length of line was 8 meters and we measured distance between end of line and real position on the end of walk. We find out significant improve of nine people.

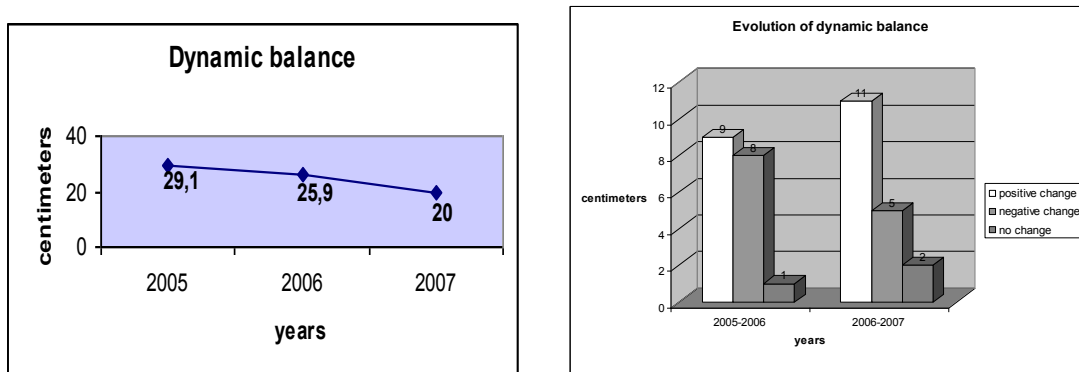
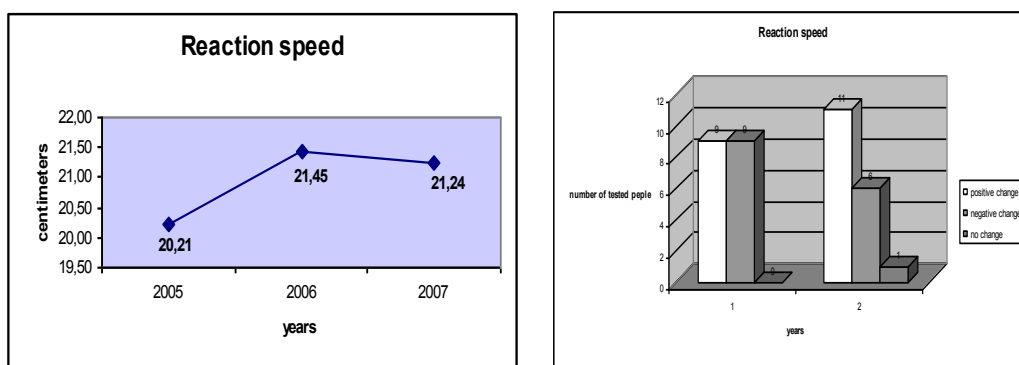


Figure 4: Dynamic balance

Reaction time we tested by test “catch of falling subject”. Principle of test is full sail catch one meter length rod after letting gout from hand of experimenter.



Differences of reaction speed between each measuring was affected by different attention of people during test.

## **Discussion**

- Recommending that the participants undergo regular medical examinations stating diagnosis and contraindication before starting the training
- Choosing a suitable and comfortable position during exercising, preferably sitting on a chair which is not exacting physically nor psychically
- Using such exercises that utilize as many muscular groups as possible without requiring force.
- Using balancing exercises that focus on each section of locomotive organs
- Avoiding swift quick movements, low forward bends and quick changes in positions
- Perceiving feelings during exercising
- Introducing physical and psychomotor games on realizing the body experiences and accompanying the exercising with music

The exercising should always be focused accurately on the group we are doing exercise with. We must realize that almost every senior has hypertension compensated for by medicine, he/she is often recovering from or soon to have an operation on weight-bearing joints or, uses pacemaker. Suitably chosen physical activity can, therefore, play an important role not only in prevention of many diseases and in delaying regressive processes but mostly, it can positively influence the psychical and physical state of seniors and enables them to live a better life.

## **References**

1. BOES, K, WYDRA, G. *Gesundheitsfoerderung durch Bewegung Spiel und Sport: Ziele und Methoden des Gesundheitssports in der Klinik Balingen*: Perimed – Spitta, 1992 275 s, ISBN: 3-929165-40-6
2. ERZIGKEIT, H *SKT – Manual* Wupertal: Nobe & Partner, 1992 25 s
3. HAYFLICK, L *Jak a proč stárneme*. Praha: knižní klub, 1997
4. MEUSEL, H *BEWEGUNG Sport und Gesundheit im Alter* Wiesbaden: Quelle & mayer, 1996, 251 s, ISBN: 3-494-01235-0
5. MĚKOTA, K. *Měření a testy v Antropomotorice III* 1vyd Olomouc: Rektorát Univerzity Palackého, 1979 254s

6. MĚKOTA, K. *Měření a testy v Antropomotorice I IV* 1 vyd Olomouc: Rektorát Univerzity Palackého, 1980 142 s
7. MĚKOTA, K, BLAHUŠ, P. *Motorické testy v Tv1* vyd Praha: SPN, 1983 335 s
8. ŠTILEC, M *Program aktivního stylu života pro seniory* 1 vyd Praha: Portál, 2004 136s ISBN 80-7178-920-8
9. ŠTILEC, M *Pohybově relaxační programy pro starší občany* 1 vyd Praha: Karolinum, 2004 94s, ISBN 80-246-0788-3

## **2.1.5 Involuce motorické výkonnosti dospělé populace**

**Autor: Mgr. Martin Zvonař, PhD.**

FSpS MU Brno

Klíčová slova: motorické schopnosti, involuce v dospělosti, motorické testy

Snižující se pohybová aktivita a s ní související celková tělesná zdatnost populace středního a staršího věku má, jak naznačují výzkumy, trvalou tendenci. Vilikus a kol. (1997), kteří porovnávali hodnoty ukazatelů fyzické zdatnosti na vzorku několika skupin mužů z r. 1975 a 1992-95, zjistili, že tato zdatnost ve většině ukazatelů poklesla. K podobným závěrům dospěl Shepard (2002) a další. Na druhé straně vhodně zvolenou pohybovou aktivitou je možné rozvíjet celou řadu parametrů pohybových schopností dospělé populace (Žecová, Kopřivová, 2009).

Pohybová aktivita je pluralitní pohybová činnost, může být vymezena jako chování a jednání člověka, v němž motorická složka je dominantní. Projevuje se pohybem člověka, realizuje se jeho pohybovým aparátem. Vyznačuje se mnoha atributy příslušejícími lidské činnosti vůbec: je cílově zaměřená a vědomá, sociálně determinovaná, spjatá s procesy komunikace mezi lidmi (Měkota, 1985,31). Výsledným efektem pohybové aktivity je pohybový výkon, který charakterizujeme dvěma základními parametry – kvalitou a kvantitou. V našem výzkumu se zabýváme kvantitativními parametry pohybové aktivity – dále souhrnně nazvanými motorickou výkonností. Pro zjišťování úrovně motorické výkonnosti se v současnosti využívá celá řada metod, od testování motorickými testy, přes biomedicínská vyšetření genového fondu (Bernaciková, 2009) až po kinematickou analýzu pohybu (Kalichová, 2009, Reguli et al., 2008, Baláž, 2008).

### **Cíl výzkumu**

V letech 2004 – 2009 jsme prováděli výzkum motorické výkonnosti populace středního a staršího věku, jeho cílem bylo prohloubit poznatky o tělesné zdatnosti a změnách motorické výkonnosti dospělé populace, ke kterým dochází v průběhu ontogeneze.

## Použité metody

Reálným vyšetřením byly zjišťovány u náhodně vybrané skupiny téměř 300 probandů základní antropometrické údaje a údaje o úrovni motorických schopností. Vyšetření byla provedena v laboratořích a na sportovištích FSpS MU v Brně, formou motorických testů a dotazníkového šetření. Měření základní tělesné zdatnosti, prováděné v prostorách FSpS MU v Brně, se zúčastnilo 291 osob, z toho 158 žen a 133 mužů.

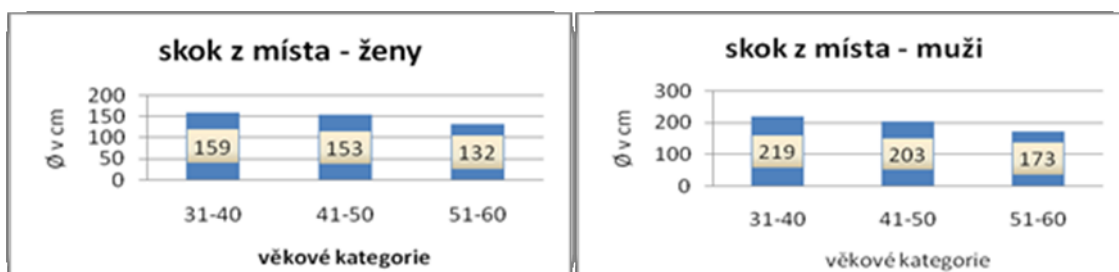
Aplikovali jsme testovou baterii 7 standardizovaných motorických testů:

- Vytrvalostní schopnosti zjišťoval test **chůze 2 km na čas**. Během testu není dovoleno přejít do běhu, měří se s přesností na 1 sec.
- Rychlostní schopnosti prověřoval test **jednoduché reakční doby** na vizuální podnět na elektronickém reaktometru, měřeno s přesností na 0,001 sec. Výsledná hodnota byla vypočítána jako vážený průměr z 10ti pokusů, nejlepší a nejhorší pokus se nezapočítává.
- Silové schopnosti mapovaly testy **ruční dynamometrie, skok z místa a leh-sed opakovaně**
- Obratnostní - koordinační schopnosti zjišťovaly **testy hlubokého předklonu v sedu a rovnováha na kladince (dle Fleishmana)**

## Výsledky výzkumu

### Skok z místa

Měření explozivně silových schopností dolních končetin prokázal největší pokles ve výkonnosti mezi kategoriemi 41- 50 a 51 – 60 let a to jak u mužů, tak u žen.

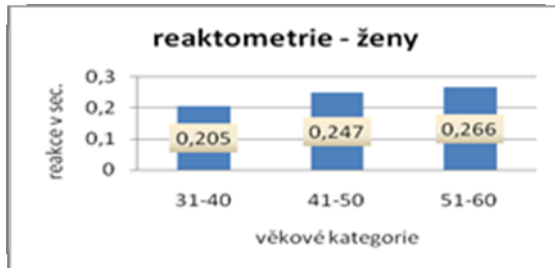


Obr.1 graf vývoje exploziv. silových schopn. žen

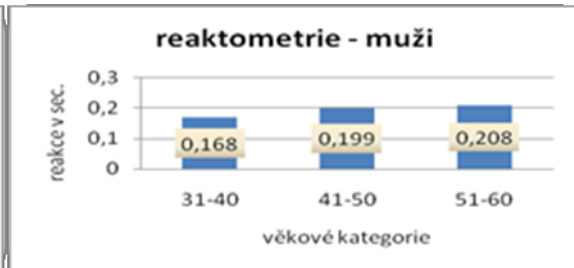
Obr. 2 graf vývoje exploziv. silových schopn. mužů

## Reaktometrie

Test prokázal nejintenzivnější pokles výkonnosti dříve, již mezi kategoriemi 31 – 40 let a 41 – 50 let, shodně u mužů i žen.



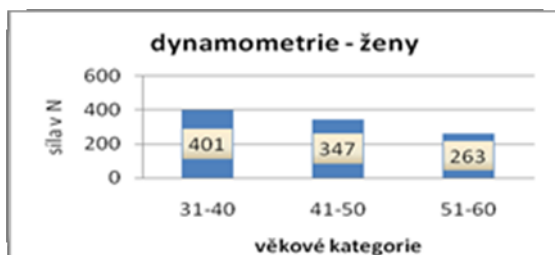
Obr. 3 graf vývoje reakčních schopností žen



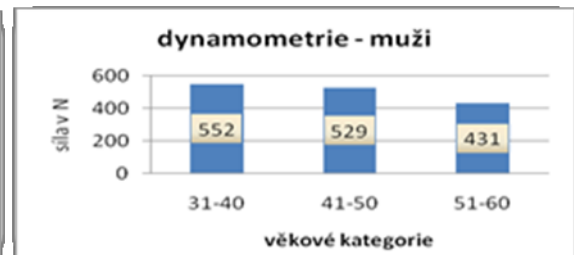
Obr. 4 graf vývoje reakčních schopností mužů

## Dynamometrie

Testování silových schopností flexorů ruky naznačil plynulý pokles, ale výraznější pokles ve výkonnosti jsme zaznamenali mezi kategoriemi 41 – 50 let a 51 – 60let.



Obr. 5 graf vývoje silových schopností žen



Obr. 6 graf vývoje silových schopností mužů

## Chůze na 2 km

Test vytrvalostních schopností naznačil v průběhu dospělosti plynulou tendenci pozvolného snižování výkonnosti.



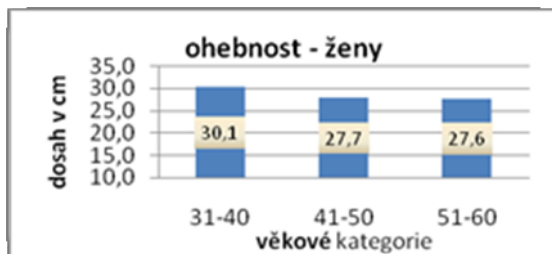
Obr. 7 graf vývoje vytrvalostních schopn. žen



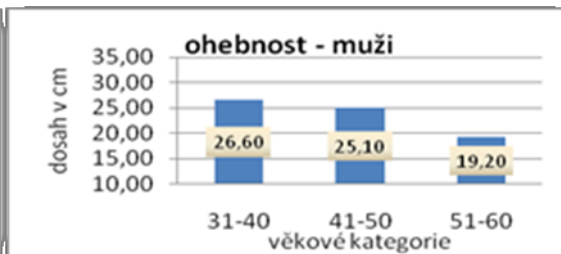
Obr. 8 graf vývoje vytrvalostních schopností mužů

## Hluboký předklon

Testování ohebnosti páteře a zkrácení dvouhlavého svalu stehenního naznačilo opět plynulý pokles ohebnosti, v mužské populaci je patrný výraznější pokles mezi kategoriemi 41-50 a 51-60 let.



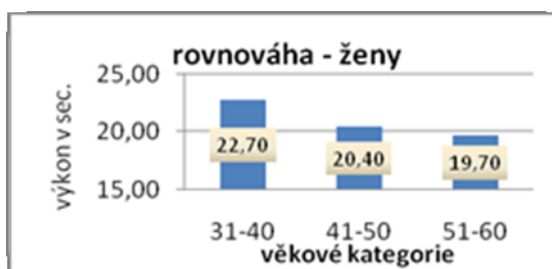
Obr. 9 graf vývoje pohyblivostních schopn. žen



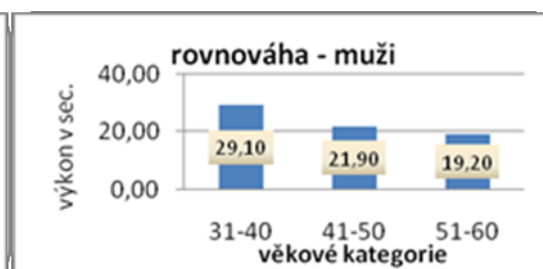
Obr. 10 graf vývoje pohyblivostních schopn. mužů

## Rovnováha na kladince

Test prokázal největší pokles rovnováhových schopností mezi kategoriemi 31 – 40 let a 41 – 50 let, a to jak u žen, tak u mužů.



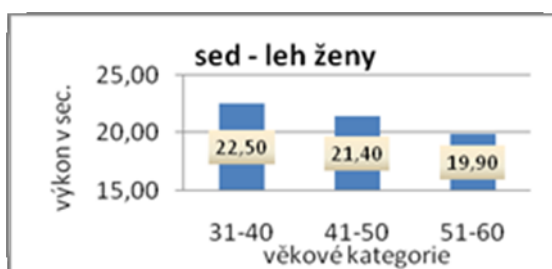
Obr. 11 graf vývoje rovnováhových schopn. žen



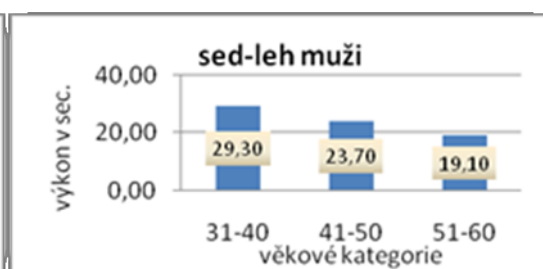
Obr. 12 graf vývoje rovnováhových schopn. mužů

## Sed - leh

Test silových schopností břišního a bedrokyčlostehenního svalstva prokázal, že k největšímu poklesu výkonnosti dochází mezi kategoriemi 31 – 40 let a 41 – 50 let. Výrazněji se tento trend projevil v mužských kategoriích, dokonce do té míry, že kategorie 51 – 60 let dosáhla stejné výkonnosti jako obdobná ženská kategorie.



Obr. 13 graf vývoje silových schopností žen



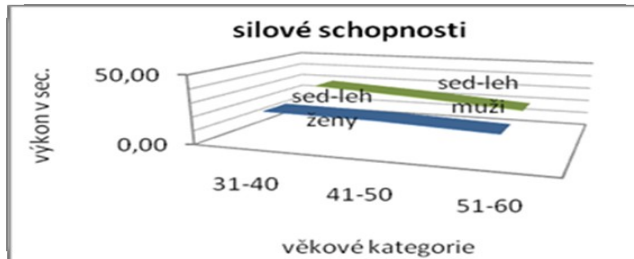
Obr. 14 graf vývoje silových schopností mužů



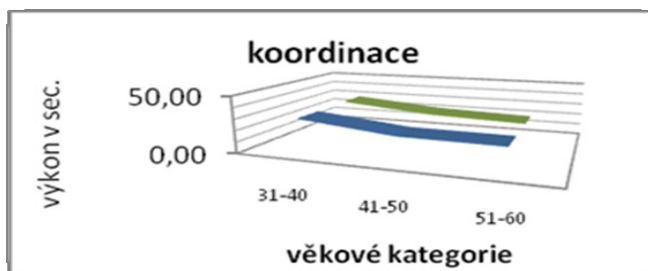
## Závěr

Vyhodnocení výsledků motorických testů naznačilo v souvislosti s narůstajícím věkem následující tendence:

- Silové schopnosti se nejvíce snižují mezi 40. až 50. rokem věku



- Koordinační schopnosti a reakční rychlost se nejrychleji zhoršují již mezi 30. a 40. rokem života



- Vytrvalostní schopnosti ubývají v průběhu života plynule, bez výraznějších skoků



Naše zjištění potvrzují involuční změny v průběhu dospělosti. Zajímavostí je, že zřetelnější nástup involuce začíná nejdříve u koordinačních schopností, u silových schopností se začal zřetelněji projevovat později. Souvisí to pravděpodobně s charakterem převládající pohybové aktivity, většina dospělé populace se s koordinačně složitějšími činnostmi v průběhu dospělosti neseťkává.

### **Summary:**

291 people have been tested at the Faculty of Sports Studies MU in Brno using seven motoric tests (2km walk, reactometry, hand dynamometry, standing jump, sit-ups, forward bend and balance beam). The results were statistically evaluated and entered into tables and graphs.

There was found that the tests results varied depending on the sex and age of the participants.

### **Seznam vybrané literatury**

1. BERNACIKOVÁ, M. et al. *Vliv genetických faktorů na zdraví a pohybovou aktivitu*. In: Sport a kvalita života. Brno, 2009. ISBN 978-80-210-5006-8
2. ČELIKOVSKÝ, S. *Modely pohybových režimů*. Teorie a praxe tělesné výchovy, 1977, s. 76.
3. DURSTIN, L. J. *Exercise Management for Persóna with Chronic Dseases and Disibilities*. Champaing: Human Kinetice, 2002, 374 s. ISBN 0-7360-3872-8.
4. FILIPCOVÁ, B. *Člověk, práce, volný čas*. Praha : Svoboda 1966.
5. GLAVOS, T., WILSON, B. *Managing health promotion programs*. Champoigni: Human Kinetice, 1994.
6. HRČKA, I. *Monitorovanie zdravotného stavu a pohybových aktivít zamestnancov*. In „*Monitorovanie telesných a pohybových predpokladov občanov SR.*“ Bratislava: FTVŠ UK 1997, s. 5-14.
7. JACKSON, A. W. et al. *Physical Aktivity for Health and Fitness*. Champaing: Human Kinetice, 1999. 367 s. ISBN 0-88011-599-8.
8. KALICHOVÁ, M. *Vliv laterality dolních končetin na provedení základních skoků klasického tance*. In: : Sport a kvalita života. Brno, 2009. ISBN 978-80-210-5006-8
9. KOPŘIVOVÁ, J., DOLINA, J., JADVIDŽÁK, I., GRMELA, R. *Pohybové aktivity pro zlepšení fyzického a psychického stavu seniorů*. In *Nové poznatky v kinantropologickém výzkumu*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2003. od s. 97-100, 249 s.
10. KOVÁŘ, R. *Tělesná aktivita, tělesná zdatnost a zdraví*. *Česká kinantropologie 2001*, č. 1, s. 49-57.
11. MĚKOTA, K. , BLAHUŠ, P. *Motorické testy v tělesné výchově*. Praha: SPN 1983. 246 s.

12. REGULI, Z. Kinematická analýza pádu vpřed s převratem bez zaražení. In: Sport a kvalita života. Brno, 2009. ISBN 978-80-210-5006-8
13. SHEPARD, R. J. *How important is intensity of physical activity in a dose/response context?* In: Pohyb a zdraví. Olomouc: FTK UP, 2001. s. 45-51
14. TEPLÝ, Z. *Fit po padesátce*. Praha: Sportpropag, 1984.
15. WELK, G. J. Physical Activity Assessments for Health-Related Research. Champaign: *Human Kinetics*, 2002. 259 s.
16. VILIKUS, Z. et al. *Vývoj fyzické zdatnosti duševně pracujících mužů české populace za posledních 20 let*. In: *Tělesná výchova a sport na přelomu století*. Praha: FTVS UK, 1997. s.211-213.
17. ZVONARŤ, M., PAVLÍK, J. *Pohybová aktivita a tělesná zdatnost střední a starší populace*. In: Sport and health. Brno FSpS, 2005. s.61-65.
18. ZVONARŤ, M. *Nedostatek pohybové aktivity – fenomén dnešní doby*. In: Pohyb a zdraví. Olomouc: FTK, 2004. s. 86-89.

## **2.1.6 Srovnání vybraných parametrů tělesné zdatnosti 12 až 15letých žáků v ČR a USA**

**Martin Zvonař, Martin Sebera, Zdenko Reguli, Milan Mojžíš**

Fakulta sportovních studií, Masarykova univerzita

### **Klíčová slova**

Aerobní kapacita, BMI, Fitnessgram, Pacer, Pohybová aktivita, Tělesná zdatnost

### **Key words**

Aerobic capacity, BMI, Fitnessgram, Pacer, Physical activity, Physical fitness

### **Úvod**

Role a význam pohybových aktivit se v průběhu fylogeneze a ontogeneze člověka mnohokrát zásadním způsobem měnily. Pohyb, který byl a je podstatnou složkou projevu života většiny živočichů, se pro moderního člověka jednadvacátého století stává nepodstatným.

Nízká tělesná zdatnost a nedostatek pohybové aktivity mají zásadní význam při rozvoji tzv. civilizačních chorob, které mají negativní dopad na jedince a společnost obecně, jak po stránce fyzické, zdravotní tak i socioekonomické. Příjem nadměrně energetické potravy a nízký výdej vede v moderní společnosti k rozvoji obezity. Alarmující je zejména nárůst obezity u dětí a dospívajících.

Dalšími problémy, které úzce souvisejí s hypokinézou a sedavým způsobem života, jsou špatné držení těla a rozvoj svalových dysbalancí (1).

Je proto nutné povzbudit zájem co největšího počtu lidí o pohybovou aktivitu. Tato snaha by měla být zaměřena zejména na děti, a to i děti pohybově zdatné, jelikož i vysoce tělesně zdatné děti se stanou nezdatnými dospělými, když si neoblíbí a pravidelně neprovádí pohybovou aktivitu coby součást svého životního stylu (2).

Problematice testování tělesné zdatnosti, zjišťování úrovně pohybové aktivity s celoživotním zaměřením se věnuje americká testová baterie Fitnessgram (FG).

## **Východiska**

### **Tělesná zdatnost**

Dle (3) je tělesná zdatnost stav pohody (well-being) vyznačující se malým rizikem předčasných zdravotních problémů a vitalitou umožňující participovat na různorodých fyzických aktivitách.

Tělesná zdatnost je do značné míry podmíněna geneticky, během života ji rozvíjíme a udržujeme prostřednictvím tělesných cvičení, otužování, přiměřenou zdravou výživou a životosprávou (4).

### **Aerobní kapacita**

Aerobní kapacita je důležitou součástí tělesné zdatnosti, reflektuje celkovou kapacitu kardiovaskulárního a dýchacího systému (5).

Rozvoj aerobní kapacity je proto pravděpodobně nejdůležitější součástí kondičních programů. Její dostatečná úroveň redukuje rizika kardiovaskulárních onemocnění, obezity, cukrovky, některých forem rakoviny a dalších zdravotních problémů v dospělosti (6, 8).

Nejčastějšími laboratorními testy jsou testy se stupňovanou zátěží na běhátku, rumpálu nebo bicyklovém ergometru.

Terénní testy obsažené v testové baterii Fitnessgram (FG) jsou dostatečně spolehlivé a validní ke kritériu maximální spotřeby kyslíku ( $VO_{2max}$ ). Preferovaným testem v testové baterii FG je vytrvalostní člunkový běh (PACER). Tento vícestupňový test vychází z 20 metrového člunkového běhu (7).

## **Cíl práce**

Cílem naší práce je zjistit stav tělesné zdatnosti u 12 až 15letých žáků ZŠ a srovnat některé parametry se stejně starými chlapci v USA.

## **Hypotézy**

**H1:** Předpokládáme, že průměrný BMI chlapců v ČR bude nižší jak u stejně starých chlapců v USA.

**H2:** Předpokládáme, že aerobní kapacita chlapců v ČR bude vyšší jak u stejně starých chlapců v USA.

## **Metodika**

Ve studii bylo sledováno 113 adolescentů mužského pohlaví ve věku 12 let (n=19), 13 let (n=37), 14 let (n=34) a 15 let (n=23). Průměrný věk celého vzorku byl 13,54.

Probandi byli záměrně vybráni podle věku (dle data narození), pohlaví a typu školy (základní škola). Testování probíhalo v lednu 2010 na jedné ZŠ v Brně.

K testování jsme použili testovou baterii Fitnessgram dále jen FG, která byla v 80. letech 20. století vyvinuta v Cooper Institut v USA.

### **Hlavní složky testové baterie FG**

FG dle (3) obsahuje testové položky rozdělené podle složek zdravotně orientované zdatnosti do 3 skupin (tab. 1): Aerobní kapacita, tělesné složení a svalová síla, vytrvalost a flexibilita

Tab. 1: Fitnessgram

|  |   |
|--|---|
| <b>Aerobní kapacita</b><br>(volba jednoho testu)                     | <b>Tělesné složení</b><br>(volba jednoho postupu)                                     |
| <b>Vytrvalostní člunkový běh</b><br>Běh na 1 míli<br>Chůze na 1 míli | <b>Měření kožních řas</b><br>Index tělesné hmotnosti (BMI)<br>Bioelektrická impedance |
| <b>Svalová síla, vytrvalost a flexibilita</b>                        |   |
| <b>Síla a vytrvalost břišních svalů</b>                              | <b>Síla a flexibilita extenzorů trupu</b>   |
| <b>Hrudní předklony v lehu pokrčmo</b>                               | <b>Záklon v lehu na břicho</b>  |
| <b>Síla a vytrvalost horní části trupu</b><br>(volba jednoho testu)  | <b>Flexibilita</b><br>(volba jednoho testu)   |
| <b>90° kliky</b><br>Modifikované shyby<br>Výdrž ve shybu             | <b>Předklony v sedu pokrčmo jednož</b><br>Dotyk prstů za zády                         |

Z testové baterie jsme vybrali pro měření aerobní kapacity, svalové síly, vytrvalosti a flexibility preferované testy. Měření tělesného složení jsme pro porovnání rozšířily i o index tělesné hmotnosti (BMI) a základní antropometrické měření (tělesná výška, tělesná hmotnost).

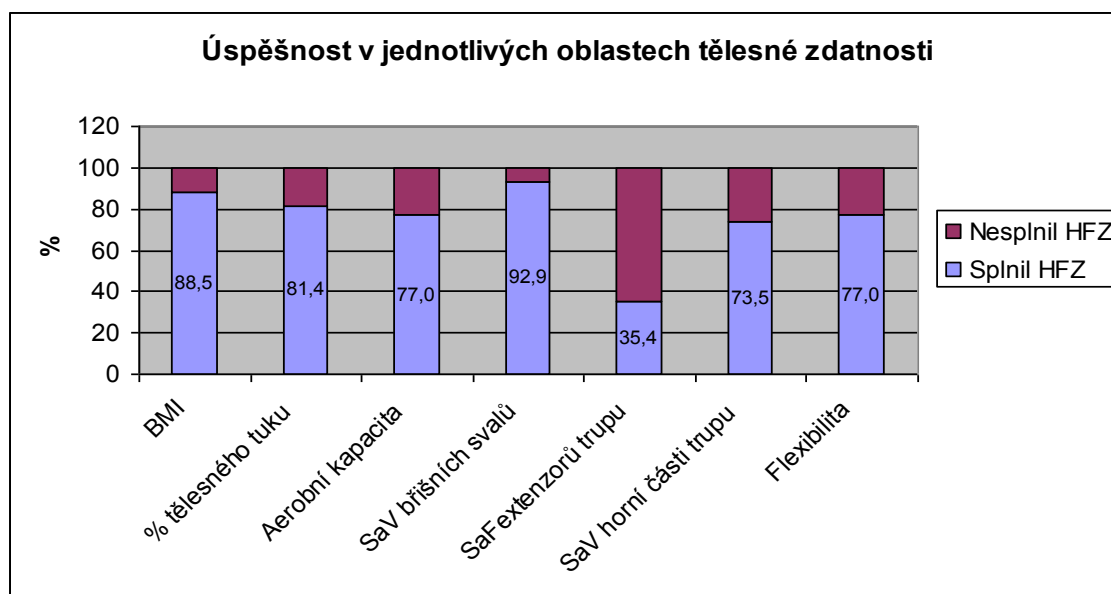
Pro ověření platnosti hypotéz jsme provedli test normality dat. Na základě provedených testů normality (Shapiro-Wilks(ův) a Kolmogorov-Smirnovův), zamítáme hypotézu o normalitě předložených dat. Z tohoto důvodu jsme pro další postup použili neparametrické statistiky. Pomocí základních statistických údajů (průměr, směrodatná odchylka) a Mann-Whitneyova testu jsme u výsledků vybraných testů respondentů z ČR provedli komparaci s výsledky testů stejně starých chlapců z USA, které nám byly poskytnuty z Department of kinesiology and community health na University of Illinois (DKCH UL) v USA. Výzkumný vzorek z USA byl vybrán tak, aby co nejvíce etnicky, ekonomicky a sociokulturně odpovídal výzkumnému vzorku z ČR. Získané výsledky jsme zpracovali tabelárně a graficky. Při vyhodnocování výsledků testů jsme pracovali na minimální hladině statistické významnosti  $\alpha = 0,05$ .

## Výsledky

### Úspěšnost respondentů v jednotlivých oblastech tělesné zdatnosti

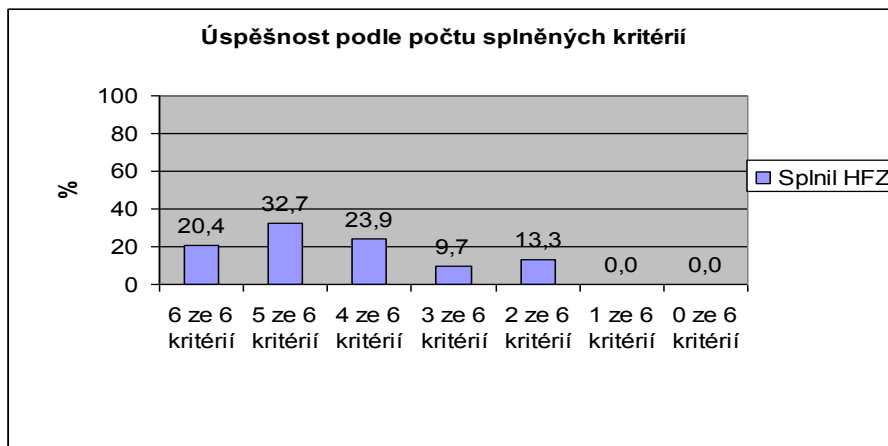
Jednotlivé výsledky respondentů jsme porovnali s kritérii potřebnými pro splnění cílové zóny zdravotně orientované zdatnosti - HFZ (3). Výsledky shodné nebo lepší spadají do cílové zóny HFZ, výsledky horší spadají mimo HFZ (obr. 1).

Počet splněných kritérií koresponduje s celkovou tělesnou zdatností respondentů (obr. 2). Do tohoto komplexního srovnání bylo zahrnuto 6 kritérií: procento tělesného tuku, aerobní kapacita, síla a vytrvalost břišních svalů, síla a flexibilita extenzorů trupu, síla a vytrvalost horní části trupu a flexibilita (hamstringy).



Obr. 1: Úspěšnost probandů v jednotlivých testech/Effectivity of each tests

Probandi dosahovali ve většině oblastí tělesné zdatnosti nadprůměrných výsledků (viz obr. 1). V jediné oblasti, a to v síle flexibility extenzorů trupu, dosáhli respondenti podprůměrných výsledku. Tyto výsledky však mohou být ovlivněny nedodržováním jednotné metodiky měření (testovaný nefixuje pohled na bod před sebou kvůli eliminaci záklonu hlavy; zvedá dolní končetiny atd.), subjektivním zaznamenáním výkonu (k měření není zapotřebí žádný přístroj, vzdálenost se zaznamenává „podle oka“ na měřidle), nedodržení přesnosti měření (dle metodiky přesnost na 0,5 palce, výsledky z USA byly zaznamenávány s přesností palce) a dále převody jednotek (imperiální na metrické).



Obr. 2 Úspěšnost podle počtu splněných kritérií/Effectivity regarding with number of well done tasks

V obr. 2 je patrné procentuální zastoupení respondentů podle počtu splněných kritérií. Pozitivní je zjištění nulových výskytů v kategorii 0 z 6 a 1 z 6 splněných kritérií. Nutné je brát v potaz i zjištění z obr. 1, kdy nízká úspěšnost v kritériu síla a flexibilita extenzorů trupu mohla negativně ovlivnit rozmístnění úspěšnosti respondentů ve vyšších kategoriích (3 z 6 a lepší).

## **Diskuse**

Po zpracování a vyhodnocení výzkumu můžeme odpovědět na námi stanovené hypotézy.

**H1: Předpokládáme, že průměrný BMI chlapců v ČR bude nižší jak u stejně starých chlapců v USA.**



Tab. 2: BMI – statistické údaje/ BMI – statistical description

| BMI |           |     |       |        |      |          |
|-----|-----------|-----|-------|--------|------|----------|
| věk | národnost | n   | x     | median | SD   | p        |
| 12  | ČR        | 19  | 20,05 | 19,32  | 3,03 | 0,207900 |
|     | USA       | 99  | 19,17 | 18,54  | 3,17 |          |
| 13  | ČR        | 37  | 20,14 | 19,23  | 3,60 | 0,323869 |
|     | USA       | 100 | 19,49 | 19,05  | 2,93 |          |
| 14  | ČR        | 34  | 20,52 | 20,65  | 2,96 | 0,007797 |
|     | USA       | 64  | 23,05 | 21,45  | 4,72 |          |
| 15  | ČR        | 23  | 20,14 | 19,62  | 2,39 | 0,006977 |
|     | USA       | 122 | 22,15 | 21,36  | 3,82 |          |

14 a 15letí chlapci z USA mají statisticky významně vyšší hodnoty BMI než chlapci v ČR (o 2,53, resp. 2,01). Výsledky ostatních věkových skupin jsou shodné z hlediska statisticky významného rozdílu, ačkoliv 12 a 13letí chlapci v ČR mají vyšší BMI než chlapci v USA. **Hypotézu H1 částečně potvrzujeme.**

**H2: Předpokládáme, že aerobní kapacita chlapců v ČR bude vyšší jak u stejně starých chlapců v USA.**

Tab. 3: Aerobní kapacita – statistické údaje/ Aerobic capability

| Aerobní kapacita - vytrvalostní člunový běh (PACER) |           |     |       |        |       |          |
|---|-----------|-----|-------|--------|-------|----------|
| věk   | národnost | n   | x     | median | SD    | p        |
| 12  | ČR        | 19  | 54,11 | 52     | 25,10 | 0,866266 |
|   | USA       | 99  | 55,34 | 54     | 23,47 |          |
| 13  | ČR        | 37  | 57,59 | 51     | 24,59 | 0,834871 |
|   | USA       | 100 | 57,67 | 60     | 21,28 |          |
| 14  | ČR        | 34  | 63,29 | 67     | 22,35 | 0,000185 |
|   | USA       | 64  | 44,34 | 51     | 23,81 |          |
| 15  | ČR        | 23  | 57,78 | 53     | 24,02 |          |
|   | USA       | 0   |       |        |       |          |

U 12 a 13letých chlapců jsou výsledky v aerobní kapacitě shodné (není zde statisticky významný rozdíl). U 14letých chlapců je statisticky významný rozdíl a to ve prospěch ČR. Rozdíl je v průměru o 19 přeběhů. Kategorii 15letých jsme nemohli porovnat, protože data zasláná z USA neobsahovala výsledky z tohoto testu. **Hypotézu H2 částečně potvrzujeme.**

## Závěry

Závěry z testování tělesné zdatnosti na výzkumném souboru (ČR):

- nejlepších výsledků dosahovali chlapci při testování síly a vytrvalosti břišních svalů
- respondenti dosahovali nadprůměrných výsledků ve většině testovaných oblastí
- nejhorších výsledků dosahovali při testování síly a pohyblivosti extenzorů trupu, tyto výsledky byly alarmující
- u 15letých došlo při testování aerobní kapacity a síly a vytrvalosti horní části trupu k výraznému poklesu výkonnosti
- u chlapců jsme nezaznamenali výraznější rozdíly mezi flexibilitou levé a pravé dolní končetiny
- výsledky tělesné zdatnosti byly u 12 až 14letých lepší, jak u 15letých
- výsledky hodnocení tělesné zdatnosti podle počtu splněných kritérií byly značně ovlivněny špatnými výsledky v testu síly a pohyblivosti extenzorů trupu
- platnost výsledků testu síly a pohyblivosti extenzorů trupu by měla být ověřena na dalším vzorku respondentů, jelikož rozdíly mezi výsledky v ČR a v USA byly alarmující (až 50%).

Testovou baterii FG můžeme doporučit pro testování v dětské a adolescentní populaci. Jedná se o progresivní a moderní komplexní testovou baterii, která je zaměřena na testování zdravotně orientované tělesné zdatnosti. Může tak být vhodnou alternativou k již existujícím testovým bateriím, které jsou však zaměřeny spíše na výkonnostní složku.

Při testování jsme zaznamenali pozitivní ohlas mezi studenty, testování je bavilo a mnoho z nich zajímalo, co přesně daným testem zjišťujeme a jak můžeme výsledky interpretovat.

Mezi další výhody FG patří relativní materiální, finanční i časová nenáročnost.

Mezi nevýhody patří téměř nulová dostupnost přeložených materiálů o FG a nejednotnost v metodice určitých testů, která by měla být ověřena na větším výzkumném vzorku.

## **Literatura**

1. SUCHOMEL, A. *Tělesně nezdatné děti školního věku: (motorické hodnocení, hlavní činitelé výskytu, kondiční programy)*. Vyd. 1. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2006. 352 s. ISBN 8073721406.
2. SUCHOMEL, A. Současné přístupy k hodnocení tělesné zdatnosti u dětí a mládeže (FITNESSGRAM). *Česká kinantropologie*. 2003, 7, 1, s. 83-100. ISSN 1211-9261.
3. Cooper Institute. *Fitnessgram/Activitygram reference guide* [online]. 3rd ed. Dallas, TX: The Cooper Institute, 2008 [cit. 2010-02-28]. Dostupné z WWW: <[http://www.cooperinstitute.org/ourkidshealth/fitnessgram/documents/FITNESSGRAM\\_ReferenceGuide.pdf](http://www.cooperinstitute.org/ourkidshealth/fitnessgram/documents/FITNESSGRAM_ReferenceGuide.pdf)>.
4. MĚKOTA, K.; CUBEREK, R. *Pohybové dovednosti, činnosti, výkony*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2007. 163 s. ISBN 978-80-244-1728-8.
5. MITCHELL, J. H.; SPROULE, B. J.; CHAPMAN, C. B. The physiological meaning of the maximal oxygen intake test. *Journal of Clinical Investigation*. 1958, 37, s. 538-547.
6. BLAIR, S. Physical fitness and all-cause mortality. *JAMA*. 1989, 262, s. 2395-2437.
7. LEGER, L. A., et al. The multistage 20 metre shuttle run test for aerobic fitness. *Journal of Sports Sciences*. 1988, 6, s. 93-101.
8. SEBERA, M.; BERÁNKOVÁ, L. E-learning a studijní styly u mužů a žen v kurzu Zdravotní tělesné výchovy na Fakultě sportovních studií. In Sebera, Martin - Beránková, Lenka. *SCO 2008 Sharable Content Objects*. 1. vyd. Brno : MU Brno, 2008. 6 s. ISBN 978-80-210-4613-9

## **Souhrn**

Článek pojednává o výzkumu provedeném na Fakultě sportovních studií za účelem zjištění úrovně vybraných parametrů tělesné zdatnosti u vybraného souboru dospívající populace. Následně bylo provedeno srovnání těchto parametrů se získanými daty partnerským pracovištěm (Kinesiology department University of Illinois, Champaign). Z výsledků výzkumu vybraného souboru české populace jsme zjistili, že ve většině sledovaných parametrů (procento tělesného tuku, aerobní kapacita, síla a vytrvalost břišních svalů, síla a vytrvalost horní části trupu a flexibilita) dosahovali probandi nadprůměrných výkonů, pouze s výjimkou extenze trupu, kde dosahovali probandi podprůměrných výsledků. K podobnému zjištění, tedy, že soubor českých probandů byl

ve většině sledovaných parametrů úspěšnější, než soubor amerických probandů, jsme dospěli rovněž při následném srovnání s americkou populací.

### **Summary**

The paper deals with research conducted at the Faculty of Sports Studies to determine the level of selected parameters of physical fitness in a selected set of adolescent population. Then we have compared these parameters with the results of the U.S. population, as measured by the department to partner (Kinesiology Department University of Illinois, Champaign). The research of the selected file of the Czech population, we found that in most of the parameters (percentage of body fat, aerobic capacity, abdominal strength and muscle endurance, strength and endurance and upper body flexibility probands achieve above-average performance, with the exception extense body, amounting to probands below-average results. A similar finding, that a collection of Czech probands were in most of the parameters are more effective than a set of American probands, we came also in the subsequent comparison with the American population.

### **2.1.7 Pohybová aktivita studentů Masarykovy univerzity**

**Jiří Nykodým, Martin Zvonař, Martin Sebera**

Fakulta sportovních studií, Masarykova univerzita Brno

**Klíčová slova:** intenzivní pohybová aktivita, středně zatěžující pohybová aktivita, chůze, aktivní životní styl, dotazník IPAQ

**Key words:** high intensity physical activity, middle intensity physical activity, walking, active life style, questionnaire IPAQ

#### **Anotace**

Výzkum pohybové aktivity studentů Masarykovy univerzity byl proveden prostřednictvím dotazníkového šetření na souboru 1327 respondentů. Výzkum probíhal v letech 2008 až 2009 a přinesl celou řadu významných zjištění jak z hlediska plnění zdravotních doporučení, tak z hlediska sídla respondentů. Za nejvýznamnější zjištění lze považovat, že muži jsou celkově aktivnější než ženy rovněž, že 65,3 % studentů plní alespoň jedno z doporučení pro pohybovou aktivitu a s růstem velikosti lokality klesá intenzivní pohybová aktivita mužů, u žen je naopak nejvyšší intenzivní pohybová aktivita ve velkých městech.

Physical activity research on Masaryk University students was realized through the questionnaire examination of 1327 respondents. Researches proceeded in years 2008 and 2009 and bring considerable number of significant results both in aspect of health recommendations observance and in aspect of respondent's residency. We can consider as most significant following results. Men as a whole are more active than women. 65,3% of students fulfil at least one of recommendation for locomotion activity. As the area of locality grows the intensity of locomotion activity of men decreases. Highest intensity of locomotion activity of women is in big cities.

## Úvod

Novým cílem ve výchově a vzdělávání je naučit člověka dívat se na veškeré činnosti nejen z hlediska vlastních potřeb, ale i z hlediska životních perspektiv, a rozhodovat se ve prospěch zdraví. Proto se do vzdělávacího procesu dostávají témata jako zdravý životní styl, denní režim, výživa, na zdraví orientovaná zdatnost, pohybový režim a další. Úloha pohybu v životě mladého člověka, který chce být zdravým a schopným odborníkem v oblasti své působnosti, je nezastupitelná. Poslední možnost získat mladého člověka pro zdravý životní styl a aktivní pohyb mají pedagogové vysokých škol. Řešení problematiky pohybové aktivity (PA) a s ní souvisejícího životního stylu a kvality života obyvatel vyžaduje systémový a komplexní přístup. Pouze objasnění všech podstatných determinant, korelátů a dalších faktorů ovlivňujících úroveň PA a stejně tak inaktivity může vytvářet podmínky pro realizaci pozitivních změn chování. Zejména takových změn chování, které povedou k pohybově aktivnějšímu životnímu stylu. Mezi závažné determinanty PA dospělých řadíme i úroveň vzdělání (Sallis & Owen, 1999). Vyšší úroveň PA zaznamenali v pracovních dnech Fogelman, Bloch a Kahan (2004) u 20-65letých dospělých s nižším vzděláním. Ve volném čase však naopak u méně vzdělaných skupin lidí ve věku 15-74letých se projevilo více pohybové inaktivity (Droomers, Schrijvers, & Mheen, 1998). Podobně zaznamenali trend k nižší PA u dospělých s nižším než střením vzděláním Martinez-Gonzalez, Varo, Santos, De Irala, Gibney, Kearney a Martinez (2000). Vyšší úroveň vzdělání je také spojena s větší frekvencí PA ve stáří (Kaplan, Newsom, Bentson, McFarland, & Lu, 2001).

Cílem studie, která navazuje na dlouholetou spolupráci s Centrem kinantropologického výzkumu Univerzity palackého (dále jen CKV UP) pod vedením prof. Frömela, bylo analyzovat současný stav, charakter, strukturu a vývojové trendy v pohybové aktivitě a inaktivitě univerzitních studentů a studentek Masarykovy univerzity a poskytovat podklady pro tvorbu strategie univerzitní zdravotní, sociální a školské politiky. Řešit problematiku pohybové aktivity a inaktivity, systémově, zaměřit se na hlavní aspekty, které ji ovlivňují.

*Studie vznikla za podpory MŠMT v rámci výzkumného záměru MSM 6198959221 „Pohybová aktivita a inaktivita obyvatel České republiky v kontextu behaviorálních změn“.*

## **Metodika výzkumu**

Výzkumný vzorek tvořili studenti bakalářského studia z osmi fakult Masarykovy univerzity (mimo Fakultu sportovních studií). Osloveno bylo cca 7000 studentů, kteří si ve zvoleném období zaregistrovali tělesnou výchovu ve formě povinného, nebo povinně volitelného předmětu. Celkem se výzkumu zúčastnilo 1327 studentů. Po redukcii v souladu s manuálem vyhodnocování IPAQ (International Physical Activity Questionnaire, 2005) bylo do analýzy zařazeno 275 mužů a 687 žen ve věku 18–25 let.

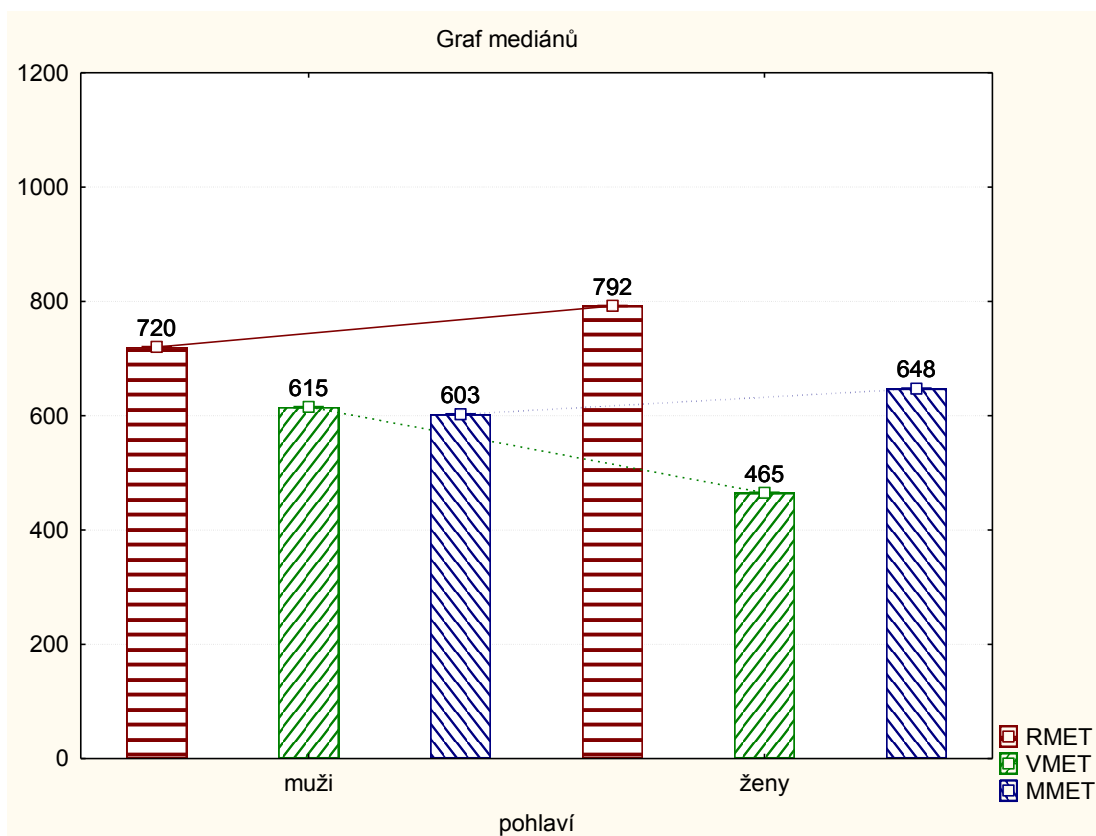
Pro zjištění úrovně PA vysokoškoláků byl využit standardizovaný dotazník IPAQ „International Physical Activity Questionnaire“ (Craig et al., 2003) v české verzi (CKV UP, 2006). Pohybová aktivita byla posuzována podle času věnovanému intenzivní PA, středně zatěžující PA a chůzi. Respondenti hodnotili frekvenci provozování jednotlivých druhů PA počtem dnů a dobou trvání (souvisle nejméně 10 minut) v průměrném dnu, a to za posledních sedm dnů. Dotazník je možné využívat v krátké, dlouhé, administrativní, telefonické a internetové verzi. Pro zvolenou formu byla využita dlouhá verze dotazníku v internetové podobě jako součást komplexního online systému INDARES, který je zaměřen na záznam, analýzu a komparaci pohybové aktivity uživatelů ([www.indares.com](http://www.indares.com)). Česká verze vznikla z anglické a prošla, tak jako v jiných zemích, překladovou standardizační procedurou, včetně zpětných překladů do angličtiny a jejich analýzou ([www.ipaq.ki.se](http://www.ipaq.ki.se)).

K statistickému zpracování jsme využili výpočet základních statistických veličin kontingenční analýzou a analýzou rozptylu. Pro nesplnění předpokladu normality jsme použili neparametrickou analýzu rozptylu v podobě Kruskal-Wallisova testu (z důvodů zjednodušení byl použit i pro dvě nezávislé skupiny) a k posouzení „effect size“ koeficient  $\eta^2$  (Morse, 1999). Jako hladinu statistické významnosti jsme stanovili  $p < 0,01$  a věcné významnosti ve frekvenční charakteristice 0,5 dne a v úrovni týdenní PA 240 MET-min·týden<sup>-1</sup>, což představuje přibližně hodinu středně zatěžující PA. Data byla zpracována v systému STATISTICA 8.0. Všechny druhy PA byly převedeny na sjednocující jednotku MET-min·týden<sup>-1</sup>. Výjimkou oproti doporučením kompendia PA (Ainsworth et al., 2000) bylo ohodnocení intenzivní PA nižší úrovní metabolického ekvivalentu (čas intenzivní PA × 6 METs). Celková PA zahrnuje intenzivní PA, středně zatěžující PA a chůzi.

## Výsledky výzkumu

### *Rozdíly v pohybové aktivitě z hlediska pohlaví*

Na základě vyhodnocení jednotlivých údajů jsme zjistili, že pohybová aktivita ve sledovaných ukazatelích: volný čas (RMET), středně zatěžující pohybová aktivita (MMET) a chůze (VMET) vychází lépe pro skupinu žen, ale rozdíl není statisticky významný (obr. 1 a 2). Překvapivé je to zejména pro středně zatěžující pohybovou aktivitu, kde výsledky v předchozích měřeních vyznívaly lépe pro muže.

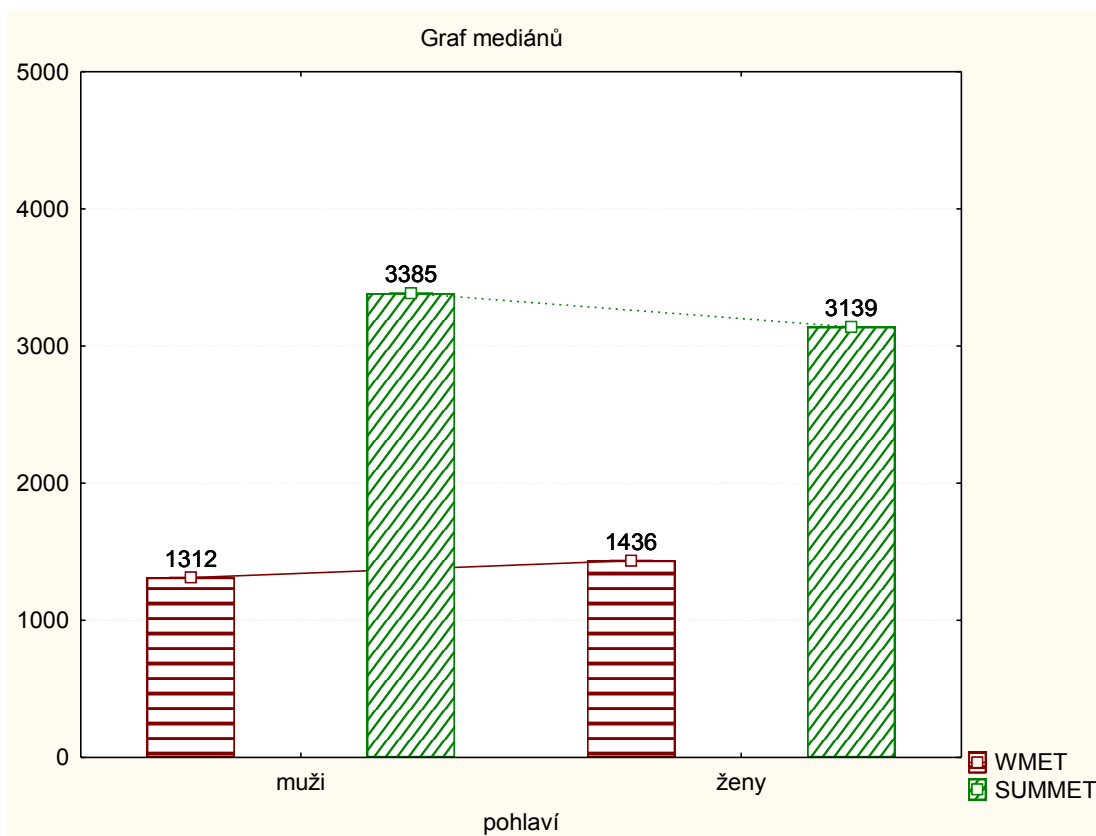


Obr. 1 Pohybová aktivita z hlediska volného času, intenzivní a středně zatěžující pohybové aktivity (n = 962)

Celková pohybová aktivita (SUMMET) obr. 2 je vyšší u mužů než u žen a vyplývá zejména z rozdílů v intenzivní pohybové aktivitě (VMET), kde je statisticky významný rozdíl – Kruskal-Wallisův test:  $H(1, N=962) = 5,82$ ;  $p = 0,016$   $\eta^2 = 0,006$ .

Obecně lze říci, že významný rozdíl mezi muži a ženami v době strávené sezením (inaktivitou) neexistuje. Pouze v pracovních dnech je čas strávený sezením u žen větší než u mužů -  $H(1, N=962) = 1,31$   $p = ,25$   $\eta^2 = 0,001$ . O víkendu je vzácná shoda mezi muži a ženami -  $H(1, N=962) = 0,18$   $p = ,66$   $\eta^2 = 0,000$ .





Obr. 2 Pohybová aktivita z hlediska chůze a celkové pohybové aktivity (n = 962)

### ***Rozdíly v pohybové aktivitě podle velikosti sídla, kde respondenti žijí***

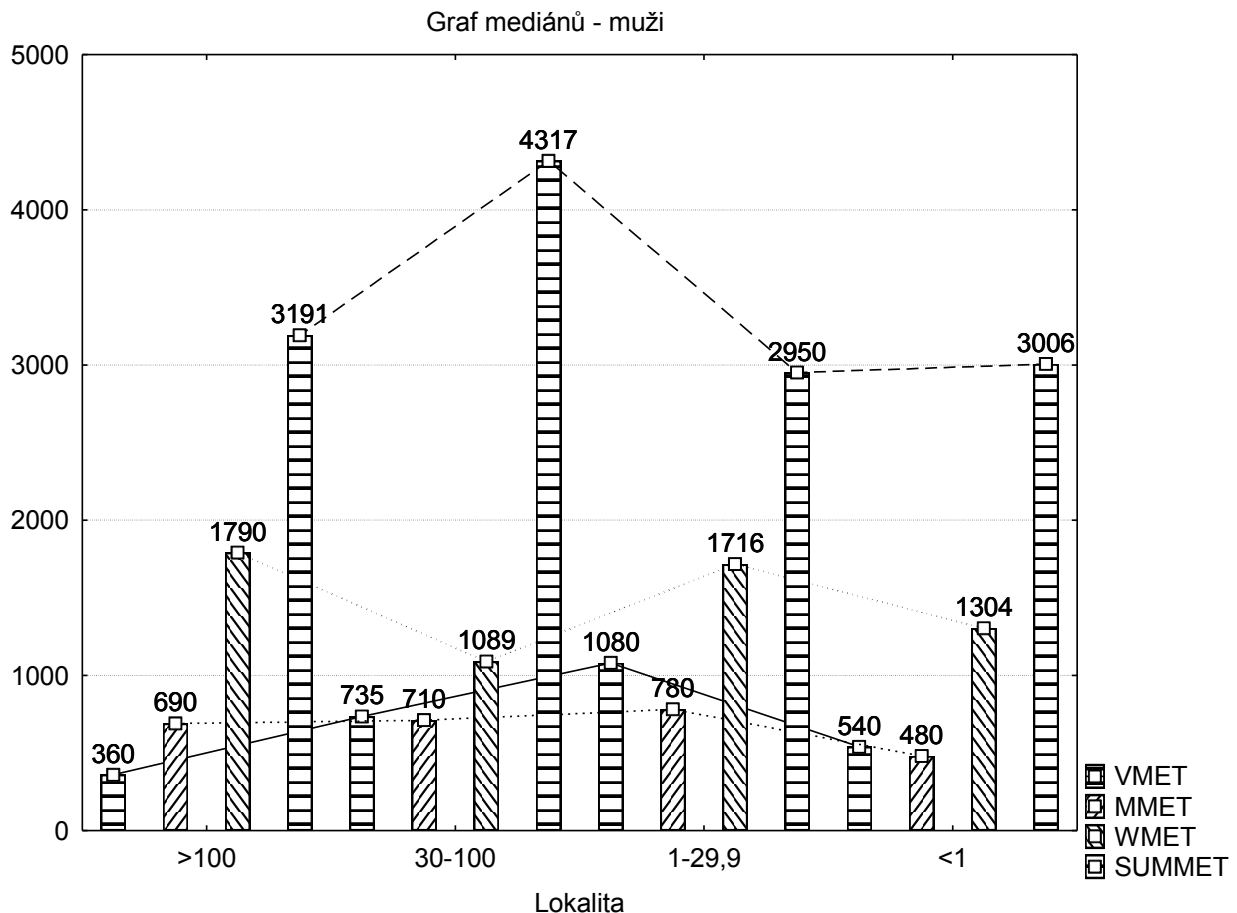
Procentuální zastoupení respondentů rozdělených podle velikosti lokality popisuje následující tabulka:

Tab. 1 Rozdělení respondentů podle velikosti

| Lokalita<br>(v tisících obyvatel) | %      | Pohlaví | n   |
|-----------------------------------|--------|---------|-----|
| > 100                             | 13,9 % | M       | 35  |
|                                   |        | Ž       | 99  |
| 30-100                            | 27,2 % | M       | 74  |
|                                   |        | Ž       | 188 |
| 1-29,9                            | 12,2 % | M       | 30  |
|                                   |        | Ž       | 87  |
| < 1                               | 46,7 % | M       | 136 |
|                                   |        | Ž       | 313 |

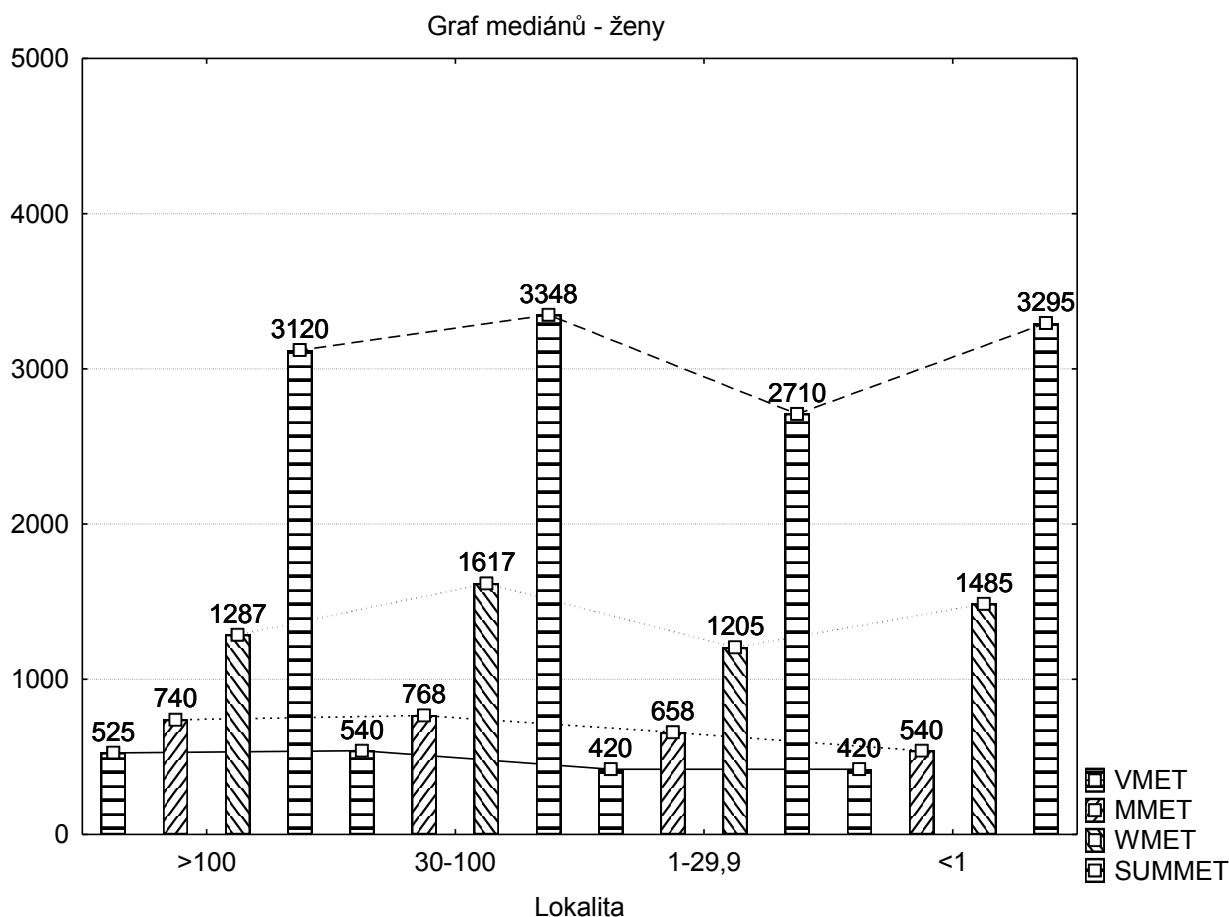
S růstem velikosti lokality klesá intenzivní pohybová aktivita mužů –  $H(3;275) = 2,751$ ;  $p = 0,43$   $\eta^2 = 0,010$ . Pouze u nejmenších lokalit zjištěné hodnoty klesají (obr. 3). U středně zatěžující pohybové aktivity jsou hodnoty vyrovnané, jen u nejmenších lokalit dochází ke snížení –  $H(3; 275) = 2,14$ ;  $p = 0,54$   $\eta^2 = 0,008$ . Chůze patří k nejméně

vyrovnané pohybové aktivitě u mužů. Nejvyšší hodnoty dosahuje v největších městech nad 100 tisíc obyvatel, potom dochází k výraznému poklesu, ale v lokalitě do 30 tisíc opět narůstá –  $H(3; 275) = 2,443$ ;  $p = 0,48$   $\eta^2 = 0,009$ . Zajímavé je zjištění, že na vesnicích je menší chodecká aktivita než ve velkých městech. Dosavadní studie konstatovaly opak (Mitáš et al., 2007). Celková pohybová aktivita u mužů je největší v lokalitě 30–100 tisíc obyvatel –  $H(3; 275) = 3,005$ ;  $p = 0,39$   $\eta^2 = 0,011$ .



Obr. 3 Pohybová aktivita (MET·min·týden<sup>-1</sup>) mužů podle velikosti sídla, kde žijí (v tisících obyvatel)

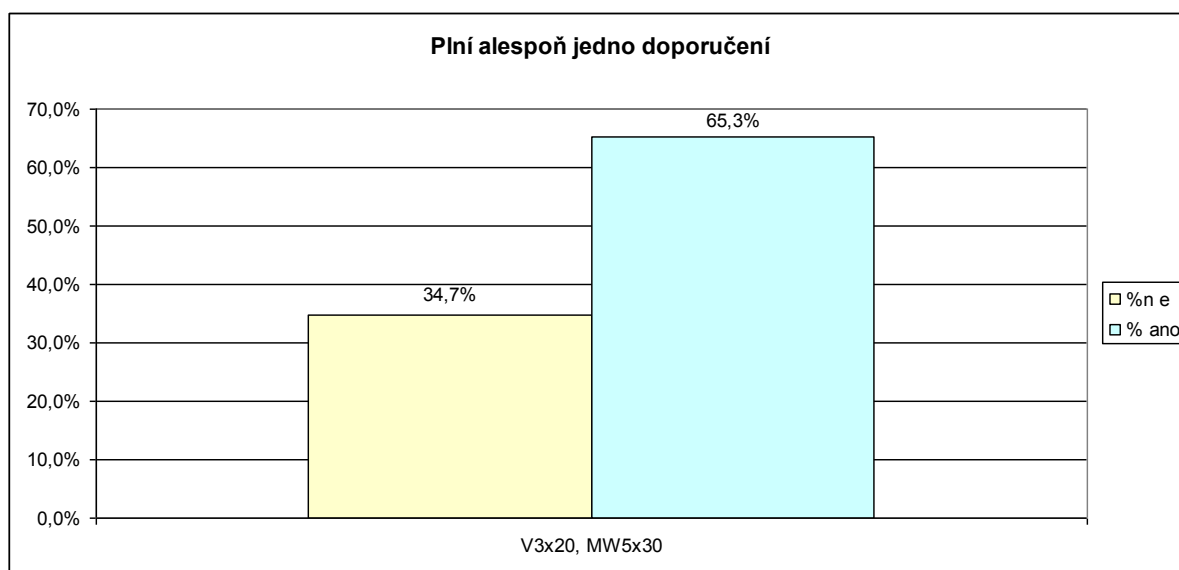
U žen je naopak nejvyšší intenzivní pohybová aktivita ve velkých městech a klesá s velikostí sídla –  $H(3;687) = 1,428$ ;  $p = 0,699$   $\eta^2 = 0,002$ . Stejně tak u středně zatěžující pohybové aktivity dochází k poklesu u menších lokalit –  $H(3; 687) = 1,484$ ;  $p = 0,685$   $\eta^2 = 0,002$ . Chůze u žen má kolísavou tendenci bez závislosti na velikosti lokality –  $H(3; 687) = 5,198$ ;  $p = 0,157$   $\eta^2 = 0,007$ . Celková pohybová aktivita u žen je stejně jako u mužů největší v lokalitě 30–100 tis. obyvatel (obr. 18), avšak rozdíly jsou minimální –  $H(3; 687) = 3,876$ ;  $p = 0,275$   $\eta^2 = 0,006$ .



Obr. 4 Pohybová aktivita (MET·min·týden<sup>-1</sup>) žen podle velikosti sídla, kde žijí (v tisících obyvatel)

### ***Pohybová aktivita z hlediska plnění zdravotních doporučení***

Z hlediska zdravotních doporučení můžeme konstatovat, že 58,5 % studentů plní doporučení 5× týdně 30 minut chůze, 51 % studentů toto doporučení splňuje při přesunech (dopravě) a 17,5 % studentů to splňuje ve škole. Intenzivní pohybovou aktivitu 3× týdně 20 minut splňuje 16,3 % studentů. Středně zatěžující pohybovou aktivitu 5× týdně 30 minut splňuje pouze 9,2 % studentů. Dobrým příslibem do budoucnosti je skutečnost, že 65,3 % studentů plní alespoň jedno z doporučení pro pohybovou aktivitu.



Obr. 5 Plní alespoň jedno ze zdravotních doporučení

### **Diskuze**

Nepotvrdila se domněnka, že muži jsou pohybově aktivnější než ženy (Frömel, Novosad a Svozil, 1999). Překvapivé je to zejména pro středně zatěžující pohybovou aktivitu, kde výsledky v předchozích měřeních (Frömel et al., 2004, 2006) vyznívaly lépe pro muže. Největší rozdíl mezi muži a ženami je v intenzivní pohybové aktivitě, kde byl zjištěn statisticky významný rozdíl. Zjištěné hodnoty provozování intenzivní PA považujeme za přesnější než u středně zatěžující PA a chůze. Zkušenosti i vyhodnocování výsledků ukazují, že respondenti tuto aktivitu pravděpodobně nejvíce vnímají a také nejsnáze zpětně hodnotí. Potvrzují to i standardizační studie k IPAQ (Hagströmer, Ekelund, Yngve a Sjöström, 2002). Úvaha se netýká jasně časově a programově vymezených, opakujících se různých druhů pohybové aktivity v denním režimu. Obecně lze říci, že významný rozdíl mezi muži a ženami v době strávené sezením (inaktivitou) není. Pouze v pracovních dnech je čas strávený sezením u žen větší než u mužů.

Chůze je v České republice stále nejvíce rozšířenou pohybovou aktivitou (Frömel et al., 2004) a nejdůležitější komponentou celkové pohybové aktivity, což je obdobné i v dalších zemích (Humpel et al., 2004). Pouze 2,3 % mužů a 0,7 % žen MU nevykazuje v průběhu týdne žádnou chodeckou aktivitu. Vzhledem k zjištěným výsledkům můžeme populaci studentů MU charakterizovat jako vysoce „chodeckou“.

Při hledání korelátů pohybové aktivity jsme sledovali závislost mezi hustotou osídlení místa bydliště a pohybovou aktivitou. Nepotvrdilo se nám tvrzení (Suchomel, 2008),

kteře zjednodušeně říká, že čím menší obec, tím větší pohybová aktivita. Celková pohybová aktivita byla největší v lokalitě 30–100 tis. obyvatel.

Ze sledovaných pohybových aktivit intenzivní pohybovou aktivitu 3x týdně 20 minut nebo 5x týdně 30minut středně zatěžující PA anebo chůzi plní 65,3 % studentů MU. Závažné je, že 27,9 % mužů MU (v ČR 24,62 %) a 32,7 % žen MU (v ČR 23,01 %) nevykazuje žádnou intenzivní pohybovou aktivitu. Dále pak neprovozuje žádnou středně zatěžující pohybovou aktivitu 14,0 % mužů MU (v ČR 19,19 %) a 23,01 9,3 % žen MU (v ČR 23,01 %). Jeden z důvodů, proč tomu tak je, vidíme v souvislosti s délkou vzdělání. Frömel et al. (2005) dospěli k závěrům, že se zvyšujícím se vzděláním (doba vzdělání) dochází k poklesu pohybové aktivity u mužů i žen.

### **Závěry**

- muži jsou celkově aktivnější než ženy
- ženy zaostávají zejména v intenzivní pohybové aktivitě, ve středně zatěžující pohybové aktivitě a v chůzi je tomu naopak
- celková doba sezení je stejná u mužů i u žen
- s růstem velikosti lokality klesá intenzivní pohybová aktivita mužů, u žen je naopak nejvyšší intenzivní pohybová aktivita ve velkých městech
- chůze je nejvíce realizovanou pohybovou aktivitou studentů
- 65,3 % studentů plní alespoň jedno z doporučení pro pohybovou aktivitu

### **Doporučení**

- zachování stavu povinné tělesné výchovy pro celou MU
- rozšířit nabídku volitelných předmětů v rámci CŽV
- přizpůsobit nabídku Centra univerzitního sportu požadavkům studentů
- vzhledem k neuspokojivému stavu je zapotřebí zvýšit povědomí o negativních dopadech inaktivního chování a o výhodách pravidelného provádění pohybové aktivity, a také vytvářet podmínky pro realizaci pohybových aktivit
- údaje z pravidelného monitorování pohybové aktivity obyvatel je zapotřebí zařadit mezi charakteristiky zdravotního stavu a životního stylu obyvatel ČR
- věnovat co největší pozornost celoživotním pohybovým aktivitám ve školní tělesné výchově

## **Literatura**

AINSWORTH, B., et al. *Compendium of physical activities: Classification of energy cost of human physical activities*. Med. Sci. Sports Exerc., 1993. Vol.25, č. 1, s. 71-80.

CRAIG, C. L. - MARSHALL, A. L., et al. *International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity*. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2003. 35(8), 1381-1395.

Droomers, M., Schrijvers, C. T. M., & Mheen, H. (1998). Educational differences in leisure-time physical inactivity: A descriptive and explanatory study. *Social Science & Medicine*, 47(11), 1665

Fogelman, Y., Bloch, B., & Kahan, E. (2004). Assessment of participation in physical activities and relationship to socioeconomic and health factors. *Patient Education and Counseling*, 53(1), 95-99.

FRÖMEL, K. - NOVOSAD, J. - SVOZIL, Z. *Pohybová aktivita a sportovní zájmy mládeže*. 1. vyd. Olomouc: UP. 1999. ISBN 80-7067-945-X.

FRÖMEL, K., et al. *Pohybové zatížení mládeže České republiky*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého. In D. Tomajko (Ed.) *Efekty pohybového zatížení v edukačním prostředí tělesné výchovy a sportu* (pp39-48). 2004. ISBN 80-244-0939-9.

FRÖMEL, K., et al. *Vztahy mezi pohybovou aktivitou a vzděláním obyvatel České republiky*. In *Sborník příspěvků mezinárodního semináře Pedagogické kinantropologie 14. - 16. dubna 2004*. Ostrava: Pedagogická fakulta Ostravské univerzity, 2005. od s. 100 - 105, 6 s. ISBN 80-7368-041-6.

FRÖMEL, K. - BAUMAN, A., et al. *Intenzita a objem pohybové aktivity 15 až 69 leté populace České republiky*. *Česká kinantropologie*, FTVS, 1/2006, 10, od s. 13 - 29, 17 s. ISSN 1211-9261.

HAGSTRÖMER, M. - EKELUND, U., et al. *A validity study of IPAQ versus two indirect and two direct measures of physical activity*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2002. 34 (5), S139.

Kaplan, M. S., Newsom, J. T., McFarland, B. H., & Lu, L. (2001). Demographic and psychosocial correlates of physical activity in late life. *American Journal of Preventive Medicine*, 21(4), 306-312.

Martinez-Gonzalez, M. A., Varo, J. J., Santos, J. L., De Irala, J., Gibney, M., Kearney, J., & Martinez J. A. (2000). Prevalence of physical activity during leisure time in the European Union. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 33, 1142-1146.

MITÁŠ, J. - et al. *Vliv faktorů prostředí a socioekonomického statutu na životní styl obyvatel České republiky*. *Tělesná kultura, Univerzita Palackého v Olomouci*, 30/2007, 1, od s. 66-83, 17 s. ISSN 1211-6521.

Sallis, J. F., & Owen, N. (1999). *Physical activity & behavioral medicine*. Thousand Oaks: Sage Publications.

SUCHOMEL, A., et al. *Role pohybové aktivity v životním stylu obyvatel Libereckého kraje*. *Human Movement*. Polská republika, 2008. ISSN 1732-3991.

## 2.2 Výzkum plantárního tlaku u specifických skupin osob

### 2.2.1 Analýza distribuce plantárního tlaku prostřednictvím pedografické plošiny EMED

**Autoři: Kateřina Lutonská, Martin Zvonař, Tomáš Vespalec**

Organizace: Fakulta sportovních studií MU, Brno

#### **Cíl:**

Cílem článku je představit moderní metodu analýzy plantárních tlaků ve statickém a dynamickém módu

#### **Úvod**

Vyšetření distribuce plantárního tlaku spočívá v analýze zatížení různých partií chodidla v případě statického měření při stožení, v případě dynamického měření při došlapu, přenosu váhy a odvíjení chodidla do další pohybové fáze kroku.

Nejčastěji se měření plantárního tlaku využívá ke zjištění stavu nohy po zraněních, onemocněních, operacích či rehabilitacích. Další, poněkud komerčnější využití se nabízí v obuvnickém průmyslu při vývoji bot jak na běžné denní nošení, tak i pro sportovní využití všeho druhu. Ve sportu se také zkoumá vliv cvičebních činností na zatížení jednotlivých částí nohy.

K problematice rozložení plantárního tlaku při chůzi bylo již v minulosti zpracováno mnoho studií. Práce byly zaměřeny jak na vlastní výzkumy používající různých metod, tak na výzkumné metody, měřicí přístroje a způsoby provedení měření.

#### **Konkrétní příklady výzkumů z medicínské, sportovní a metodologické oblasti:**

- souvislost mezi umístěním bérceových vředů a rozložením plantárního tlaku u diabetiků (P. R. Cavanagh, J. S. Ulbrecht, 1994)
- srovnání plantárního tlaku při chůzi diabetiků v běžeckých botách oproti chůzi v oxfordské diabetické obuvi (J. E. Perry et al., 1995)
- rozdíl v rozložení plantárního tlaku u obézních a lidí s normální hmotností (A. P. Hills et al., 2001)
- možnosti využití pedografických plošin k monitorování hojení kostí (P. Seebeck et al., 2005)



- vliv změny tělesné hmotnosti na biomechaniku chůze (K. Lutonská, 2009)
- měření tlaku na různých oblastech nohy při čtyřech obvyklých fotbalových herních činnostech (E. Eils et al., 2004)
- distribuce tlaku při různých způsobech zatáčení v alpském lyžování (D. Goodwin, K. Ford, 2006)
- potřebný počet kroků předcházejících měřenému kroku (S. A. Bus, A. de Lange, 2005)
- dostatečný počet provedených měření pro zajištění spolehlivosti (D. Rosenbaum, 2006)

### **Metodika – použití plošiny emed**

Systém emed představuje pedografickou plošinu fungující jako elektronický systém pro získávání a hodnocení informací o distribuci tlaku chodidla ve statických i dynamických podmínkách. Plošina od firmy novel je opatřena kalibrovanými kapacitními senzory. U této plošiny je také možnost snímat pohyb pomocí synchronizovaných kamer.



Obrázek 1: Plošina emed

Technickými parametry této plošiny jsou:

|                         |                                |
|-------------------------|--------------------------------|
| rozměry:                | (582x340x20) mm,               |
| plocha pokrytá senzory: | (360x190) mm <sup>2</sup> ,    |
| počet senzorů:          | 1377,                          |
| rozlišení:              | 2 senzory na cm <sup>2</sup> , |
| snímkovací frekvence:   | (25/30/50/60) Hz,              |
| rozsah tlaku:           | (10 – 990) kPa,                |
| přesnost:               | 7%,                            |
| hysterze:               | méně než 3%,                   |

rozsah pracovní teploty: (10 – 40)°C,

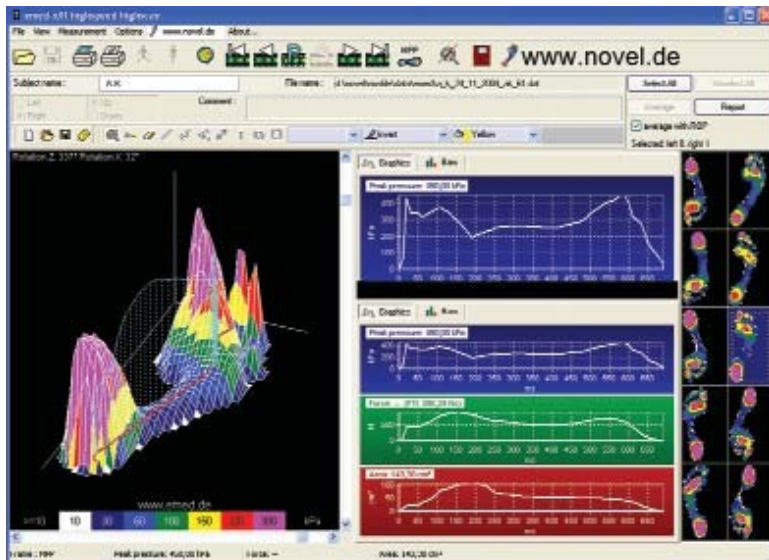
maximální celková síla: 67 kN.

Kapacitní senzory, kterými je vybavena i tato plošina, jsou složeny ze dvou elektricky vodivých vrstev oddělených stlačitelným dielektrickým materiálem, obvykle elastomerovou vrstvou. Pod vnější zátěží se elastomerová vrstva stlačí a změna ve vzdálenosti vodivých vrstev stejně jako změna permitivity dielektrika způsobuje změny kapacity senzoru a ta může být převedena na změnu napětí. Podmínkou je dobrá pružnost dielektrického materiálu, aby byly omezeny hysterezní jevy, které se projevují dočasným setrváváním materiálu v deformovaném stavu (pomalá reakce na změnu tlaku). Tím může být omezena snímkovací frekvence. U kapacitních systémů nebývá vyšší než 100 Hz, proto nejsou použitelné pro rychlé pohyby jako sprinty, skoky a podobně. Pro měření chůze je tato frekvence již uspokojivá.

Pro práci s plošinou je vyžadován operační systém Windows XP nebo 2000. Plošina začíná automaticky snímat data s prvním kontaktem nohy a plošiny. Data o měření plantárního tlaku z plošin jsou sbírána a zobrazována prostřednictvím emed – softwaru, který je dostupný v několika různých verzích od základní až po nejpokročilejší. Tato verze umožňuje:

- měřit a nahrávat tlak nohy ve statickém a dynamickém režimu
- přijímat data od tří kamer současně
- měřit chůzi z obou směrů
- automatické rozpoznání pravé a levé nohy
- zprůměrovat hodnoty vícenásobných měření
- zobrazit hodnoty tlaku ve dvou i trojrozměrném obrázku
- zobrazit linii kroku (centra tlaku), a to i trojdimenzionálně
- zobrazit odvíjení chodidla po jednotlivých časových okamžicích
- zobrazit a uložit informace z plošiny a z kamer synchronizovaně jako jeden kombinovaný soubor
- vytvořit obrázek maximálních tlaků
- zobrazit izobarický obrázek
- zobrazit graf závislosti tlaku, síly a plochy kontaktu na čase (viz obr. 7)

- zobrazit časové integrály síly
- vytisknout obrázek s hodnotami plantárního tlaku v měřítku 1:1
- vkládat do souborů komentáře
- měřit délku a šířku nohy
- hlasitou komunikaci programu



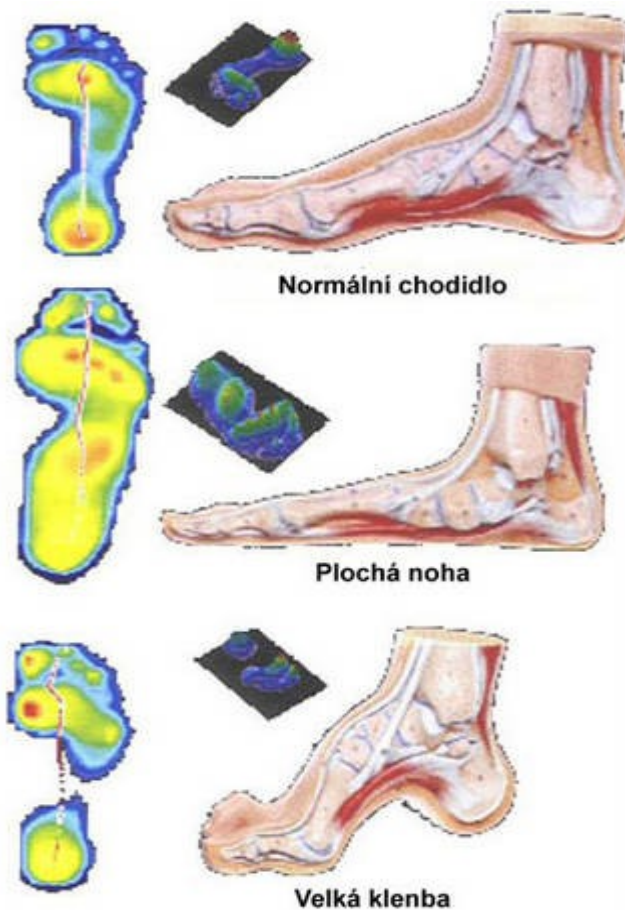
Obrázek 2: Základní výstupní obrázek měření

Pro práci s naměřenými a uloženými daty je určen program *novel database essential*. Tento program poskytuje řadu tabulek s daty probandů, která byla získána prostřednictvím systémů *emed*, *pedar* (měřicí vložka do boty) a *pliance* (plastická podložka deformující se a měřící deformace ve všech třech dimenzích), dále potom s ostatními informacemi o probandech, jako jméno, věk, tělesné parametry. Tento program také zprostředkovává přístup do dalších data zpracujících programů firmy novel, jako jsou *novel foot report*, nebo *multimask evaluation*.

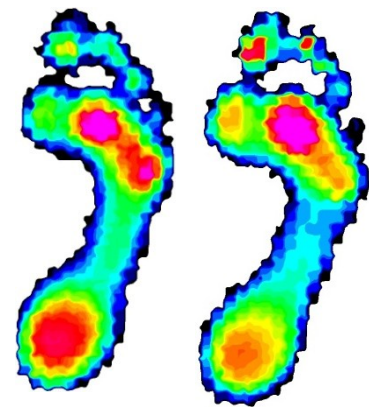
## **Výsledky**

Existuje více možností vizualizace plantárního tlaku. Mohou to být dvojdimenzionální obrázky ukazující pomocí barevné škály či čísel maximální tlak naměřený během došlapování a odvíjení chodidla každým senzorem. Dále je možno zobrazit okamžité tlaky v daných fázích kroku, nebo také izobarický model, ve kterém jsou místa vyznačující se stejným tlakem spojena čarami podobně, jako vrstevnice na mapě. Tytéž informace lze zobrazit také trojdimenzionálně, tedy místa s vyšším tlakem vystupují z

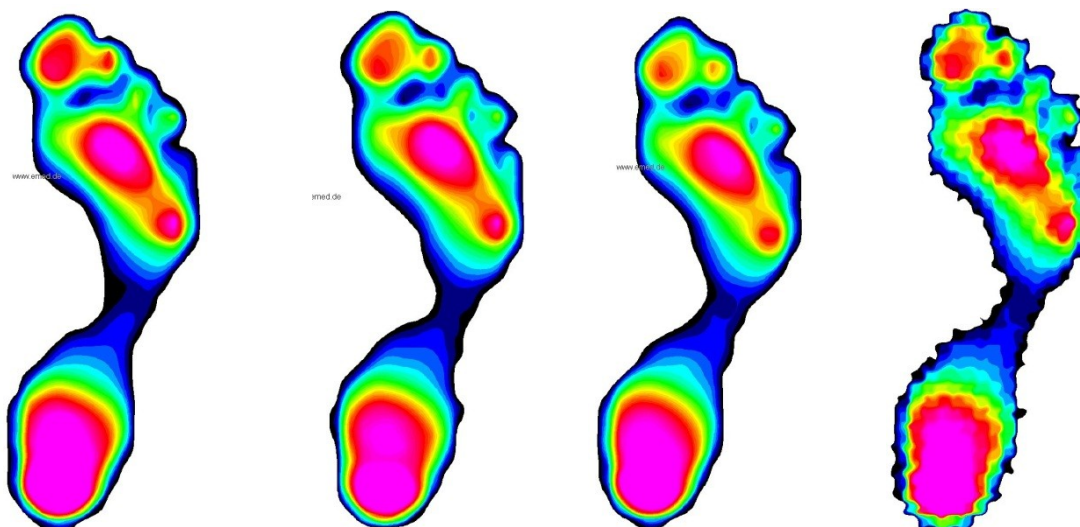
plochy více, než místa s nižším tlakem, a opět jsou tato místa odlišena barevnou stupnicí. Pohledem na obrázky můžeme například posuzovat možné patologie chodidla (Obrázek 3) nebo porovnávat vývoj u jednoho probanda po určitém čase (Obrázek 4). Obvykle pracujeme s obrázkem vzniklým zprůměrováním z alespoň tří měřených pokusů, sestrojeným programem *average* (Obrázek 5).



Obrázek 3: Výstupní obrázky z emedu a patologie chodidla

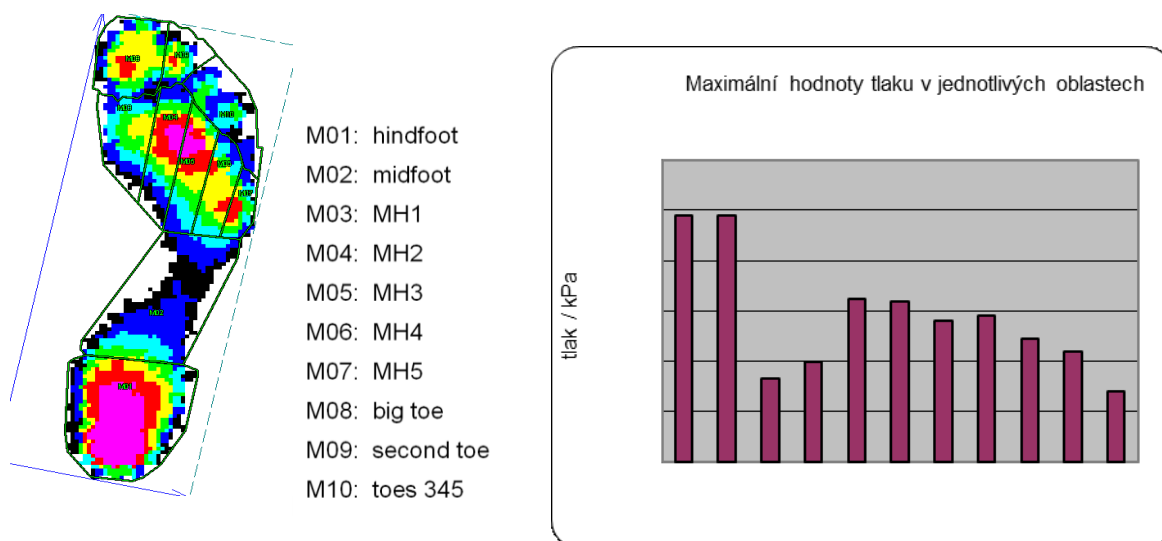


Obrázek 4: Chodidlo před a po redukci nadváhy probanda



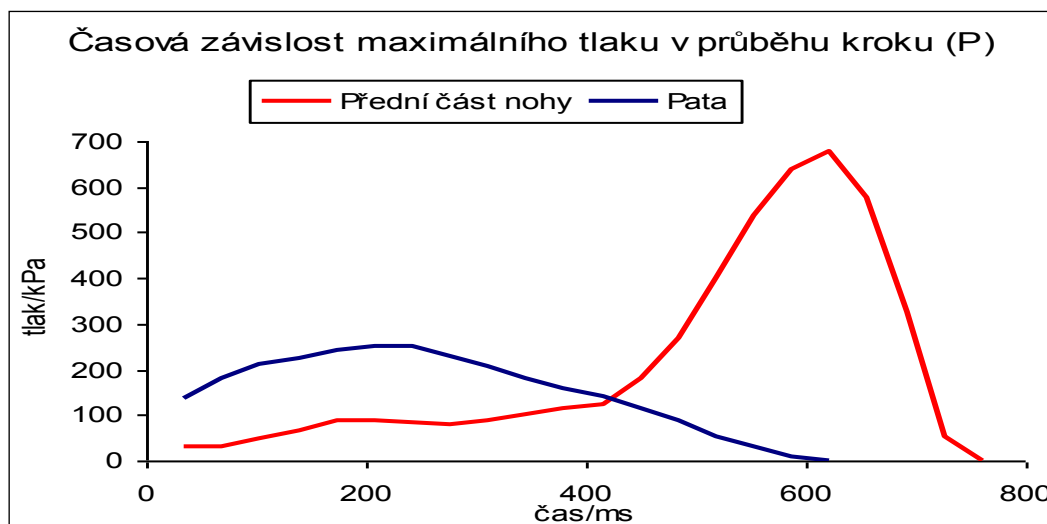
Obrázek 5: Tři měřené pokusy a jejich průměr

Rozdělením chodidla na oblasti pomocí programu *automask* získáme možnost porovnání maximálních tlaků v těchto oblastech. (Obrázek 6) Tyto grafy můžeme použít pro další srovnávání vývoje u jednoho probanda v průběhu času, případně různých probandů v rámci skupiny, nebo mezi skupinami.



Obrázek 6: Rozdělení chodidla na oblasti a graf maximálních tlaků v oblastech

Další možností je sledování časového průběhu velikosti tlaku během kroku v jednotlivých oblastech. Na obrázku 7 jsou vidět tyto hodnoty pro patu a přední část nohy. V tomto konkrétním případě lze pozorovat například současné zahájení odvíjení těchto dvou oblastí a mnohem menší zatížení paty oproti přední části chodidla.



Obrázek 7: Průběh hodnot tlaku ve dvou oblastech chodidla

Posledním výstupem, který jsme používali, byla tabulka procentuálního zastoupení času trvání odvíjení jednotlivých částí chodidla v rámci celkové délky trvání kroku. Výstup je dosti podobný předchozí grafické formě, je však vhodný pro další zpracování díky konkrétním číselným hodnotám.

Tabulka 1: Vyjádření délky trvání odvíjení částí chodidla

| Pravá | Length<br>[ms] | Length<br>[%] | Begin<br>[%] | End<br>[%] |
|-------|----------------|---------------|--------------|------------|
| Total | 746.7          | 100.00        | 0.00         | 100.00     |
| M01   | 589.5          | 78.95         | 15.79        | 94.74      |
| M02   | 510.9          | 68.42         | 0.00         | 68.42      |

## **Shrnutí**

Systém emed je exaktním nástrojem pro získávání informací o rozložení a distribuci plantárního tlaku. Možnosti využití systému jsou široké – především ve sportovní a medicínské praxi:

- sledování vlivu rozvoje techniky na rozložení plantárního tlaku u sportovce
- detailní analýza sportovních pohybů
- využití systému při optimalizaci sportovní techniky

- využití při vývoji a optimalizaci sportovního náčiní (obuv, lyže)
- sledování vlivu jednostranných zatížení na distribuci plantárního tlaku
- patologické změny na chodidle vyvolané extrémním sportovním zatížením
- vliv zranění a míry rekonvalescence sportovce na distribuci plantárního tlaku
- distribuce plantárního tlaku u různých somatotypů
- srovnání vzorců distribuce plantárního tlaku typické pro sportovce z různých odvětví
- sledování vývoje distribuce tlaku u sportovce v průběhu ontogeneze
- možnost výběru talentů dle naměřených hodnot
- distribuce plantárního tlaku v souvislosti s bezprostředním zatížením
- výzkum rovnovážných schopností

a další.

System je doplněn softwarem, který nabízí mnoho způsobů zpracování naměřených dat. Výběr způsobu potom závisí na konkrétním zaměření výzkumu.

### **Literatura:**

BIRTANE, M., TUNA, H. 2004. *Clinical biomechanics vol. 19*. The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults, Physical Medicine and Rehabilitation Department of Trakya University Hospital, Edirne 2004

BUS, S.A., DE LANGE, A. 2005. *Clinical biomechanics vol. 20*. A comparison of the 1-step, 2-step and 3-step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot, Amsterdam: University of Amsterdam, 2005. ISSN 0268-0033

CAVANAGH, P.R., ULBRECHT, J. S. 1994, *The Foot vol. 4*. Clinical plantar pressure measurement in diabetes: rationale and methodology, The center for locomotion studies, Pennsylvania State University, University Park, 1994

DOWLING, A.M. et al. 2001, *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders vol. 25*. Does obesity influence foot structure and plantar pressure patterns in prepubescent children?, Department of Biomedical Science, University of Wollongong, Wollongong, 2001

EILS, E. et al. 2004. *The American Journal of Sports Medicine* vol. 32. Characteristic Plantar Pressure distribution Patterns during Soccer-Specific Movements, Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie, University Hospital Münster, Münster, 2004

GOODWIN, D., FORD, K., 2006. Variable Influence in On-Snow Ski Boot Pressure Measurements – Validation of Input data for Estimating Real-Time Pressure distribution In *Emed scientific meeting*, 2006

HILLS, A. P. et al. 2001. *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders* vol. 25. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis, School of Human Movement Studies, Queensland University of Technology, Brisbane, 2001

KOSTELNÍKOVÁ, L., HLAVÁČEK, P., 2006. Changes of plantar pressure distribution of obese children after a weight reduction program In *Emed scietific meeting*. München NOVEL, 2006. *Novel scientific*, München, 2006

PERRY, J. E. et al. 1995, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, The use of running shoes to reduce plantar pressures in patients who have diabetes, The center for locomotion studies, Pennsylvania State University, University park, 1995

ROSENBAUM, D., 2006. Plantar pressure distribution measurements for the assessment of foot function: Technical Background, Recommendations for Data Collection and Processing, and Clinical Applications In *Emed scientific meeting*, München

SEEBECK, P. et al. 2005. *Clinical biomechanics* vol.20. Gait evalation: A tool to monitor bone healing?, Center for Musculoskeletal Surgery, Research Laboratory, University Medicine Berlin, Berlin, 2005. ISSN 0268-0033

TURNER, D. E. et al. 2005. *Australian Journal of Podiatric Medicine* vol. 39, Foot function following forefoot reconstruction in rheumatoid arthritis, Departement of Podiatry, University of Huddersfield, Queensgate, 2005



### **2.2.2 Analýza plantárního tlaku při chůzi**

Plantar pressure analysis by walking

**Kateřina Lutonská, Martin Zvonař**

Katedra kineziologie FSpS MU

#### **Abstrakt:**

Článek je zaměřen na problematiku hodnot plantárního tlaku a jeho distribuce v průběhu kroku. Obsahuje informace o vlastnostech a funkcích lidské nohy, a zejména přibližuje metodu měření na pedografické plošině emed-at, demonstrovanou na případové studii – analytickém porovnání plantárních tlaků obézní ženy a studentky FSpS s normální hmotností.

#### **Abstract:**

The article is focused on issues of plantar pressure values and its distribution during walking. It contains information on characteristics and functions of human feet, and especially on a method of measurement with pedographic platform emed-at, demonstrated on a case study - analytical comparison of plantar pressures in obese woman and FSpS student with normal body weight.

**Klíčová slova:** Biomechanika chůze, plantární tlak, rozdíl v tělesné hmotnosti, pedografická plošina emed-at.

**Key words:** Gait biomechanics, plantar pressure, difference in body weight, pedographic platform emed-at.

#### **Úvod**

Z mnoha podologických výzkumů (Richter 2008, Seebeck 2005, aj.) již víme, že chodidla dokážou o člověku prozradit množství informací. Podepisuje se na nich jako na stavu celého pohybového aparátu různými způsoby řada genetických i negenetických faktorů (Bernaciková, 2009) jako například životospráva, různé druhy sportovních aktivit, nemoci, zranění, přetěžování z dalších příčin, nebo také zvolené modely obuvi.

Chodidlo nám zprostředkovává při pohybu i při stojích kontakt s podložkou. Působí na ně tíha celého těla, takže kosti, klouby, svaly a vazy nohy jsou jedněmi z nejzatíženějších.

Jsou vystaveny otřesům, které se co největší měrou musí v chodidle absorbovat, aby se nepřenášely a neohrožovaly další tělesné struktury. Za tímto účelem se během fylogeneze člověka vyvinuly podélné a příčné nožní klenby, které se však v důsledku jednostranného přetěžování z již zmíněných příčin mohou deformovat a tím měnit vlastnosti a omezovat funkčnost nohy.

Nohu můžeme rozdělit na prsty, zánártí a nárt. Hlavní funkce prstů je stabilizační, palec má důležitou úlohu při odvíjení chodidla. Zánártní a nártní kosti tvoří podélnou a příčnou klenbu nohy, jejíž tvar je však určován a udržován vazy, krátkými svaly plosky nohy a některými svaly bérce (Řihovský, 1975). Při stožení se obvykle podložky nejvýrazněji dotýkají tři opěrné body: hrbol kosti patní a hlavice nártních kostí palce a malíku. Při správné poloze těžiště těla nese tři pětiny zatížení masivnější a pevnější zadní část nohy, zatímco při chůzi se více uplatňuje pružnější přední část (Bielický, 1959). Ideální odvíjení chodidla při chůzi začíná dotykem patní části a příklonem zevní hrany nohy. Po dotyku hlavice malíkové nártní kosti se noha překlopí na vnitřní hranu na hlavici palcové nártní kosti. V tom okamžiku se začíná zvedat pata a odvíjejí se prsty v pořadí od malíku k palci, který odráží váhu na patní část druhé nohy. Správnou linii kroku tedy pozorujeme od paty obloukem k palcové nártní kosti s koncem na palci.

V našich výzkumech jsme se zatím zabývali vlivem různé tělesné hmotnosti na biomechaniku chůze, kde byla tělesná nadváha působícím přetěžujícím faktorem. Působením větší tíhové síly často dochází k borcení kleneb a ke zplošťování nohy (Hills, 2001), chůze obézních je charakteristická přenášením nohou nízko nad zemí, nízkou rychlostí a dlouhým zatěžováním přední části nohy. V tomto článku nabízíme srovnání různých parametrů naměřených při odvíjení chodidla obézní ženy (35 let, BMI 38,2) a studentky FSpS MU (22 let, BMI 19,8).

### **Metodika**

V biomechanice se v současné době při analýze pohybů nohy používají nejčastěji tři metody – 3D kinematická analýza (Psalman, 2008), analýza výstupů z tenzometrické plošiny (Duvač, 2008) či analýza plantárního tlaku naměřeného pedografickými přístroji. My jsme použili pedografickou plošinu emed-at, s jejíž pomocí a pomocí softwaru pro ni vytvořeného lze velmi přesně analyzovat plantární tlak ve statickém i dynamickém režimu. Měření je založeno na mechanickém stlačování senzorů rozmístěných v plošině. Sensory poskytují informace o velikosti působící síly v průběhu

času, síla přepočtená na vybranou plochu senzorů je potom informací o tlaku. Můžeme tedy určit maximální tlak na jednotlivých místech, průběh jeho hodnot, způsob distribuce tlaku po celém chodidle a podobně.

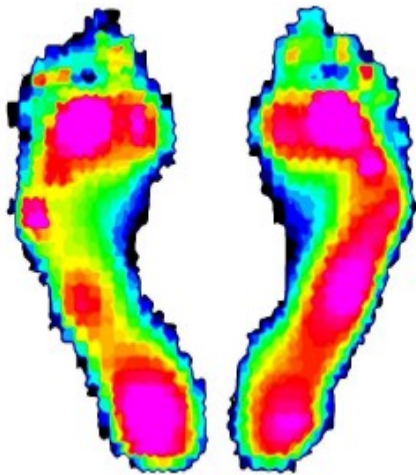
Samotné měření probíhá v laboratoři, kde si proband nejprve cvičným procházením po laboratoři ustálí svou typickou chůzi, tedy především délku kroku a tempo tak, aby byl následně schopný třetím krokem (Bus, 2005) od individuálně určené startovní čáry došlápnout na plošinu, aniž by se na ni díval. Tímto postupem by mělo být zaručeno reprezentativní provedení chůze. Pro zvýšení spolehlivosti naměřených hodnot pracujeme s průměrem tří měření každé nohy. Tento počet byl určen jako vysoce korelující s průměrem vypočteným z dvaceti pěti měření (Rosenbaum, 2006).

Jak již bylo zmíněno, pro práci s naměřenými daty je určen speciální software, tedy jednotlivé programy, které umožňují získání potřebných konkrétních informací. Postupným zpracováním základního výstupu, dvoj- či trojdimenzionálního obrázku chodidla s barevně odstupňovanou škálou hodnot maximálních tlaků na vybraných místech, můžeme získat sloupcové grafy maximálních či průměrných hodnot sil a tlaků ve zvolených oblastech chodidla, velikosti ploch a dobu trvání kontaktu jednotlivých oblastí s podložkou, zobrazení časových závislostí sledovaných parametrů v každé oblasti zvlášť, zobrazení způsobu distribuce síly a tlaku v chodidle, linii kroku a další.

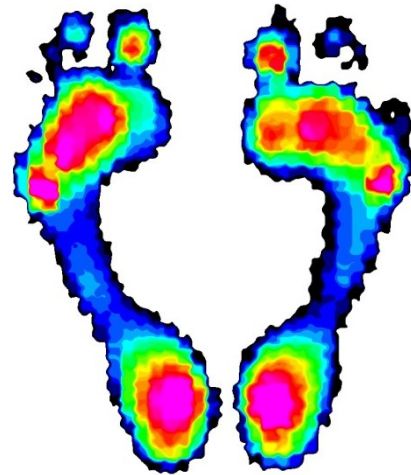
Výstupy zvolenými pro náš výzkum jsou základní obrázky pro vizuální porovnání, graf maximálních hodnot tlaku v jednotlivých oblastech, tabulky trvání kontaktu zadní a přední části chodidla s podložkou a graf časového průběhu tlaku v těchto dvou oblastech pro levou i pravou nohu.

## **Výsledky**

Pro možnost porovnání naměřených plantografických údajů a přiřazení ke konkrétní tělesné hmotnosti byli probandi zváženi. Tělesná hmotnost probanda 1 zastupujícího populaci s nadváhou byla 103,9 kg a tělesná hmotnost probanda 2, studentky FSpS, byla 54,0 kg. Základní zobrazení chodidel s barevným odlišením maximálních hodnot tlaku pro obě ženy ukazují obrázky 1 a 2.

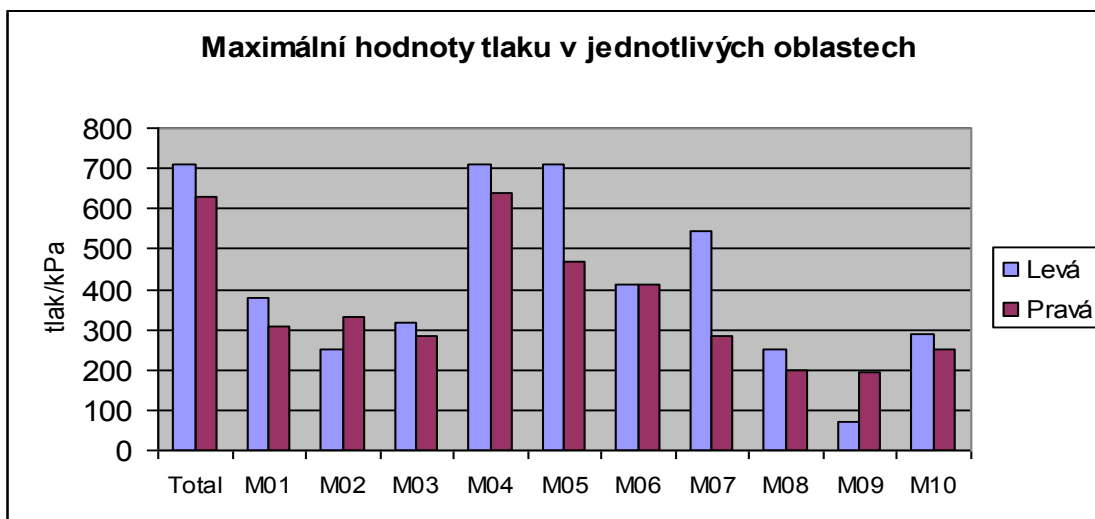


Obrázek 1: Rozložení tlaku - proband 1

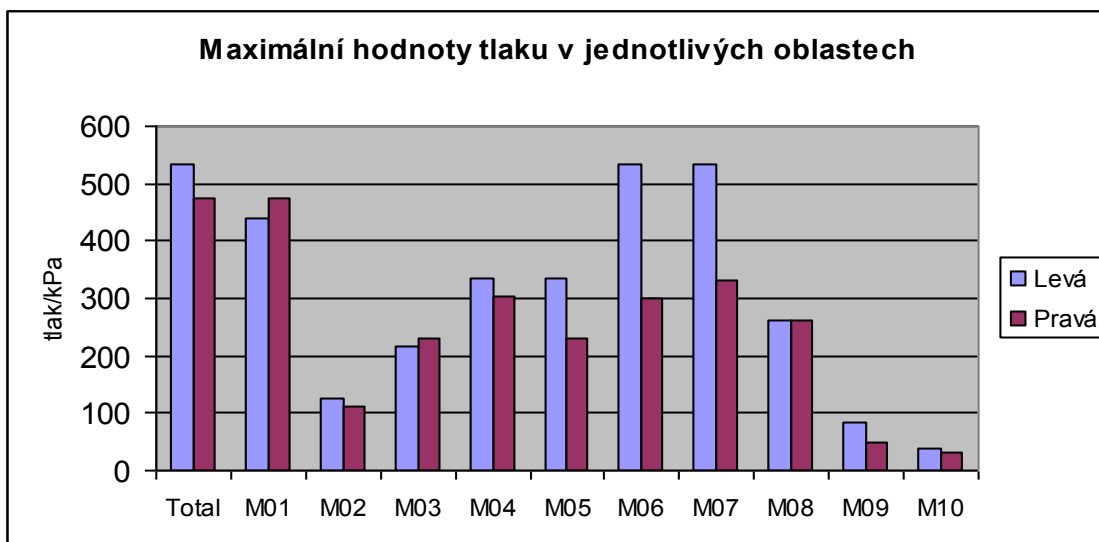


Obrázek 2: Rozložení tlaku - proband 2

Na obrázcích 3 a 4 jsou grafy maximálních tlaků v desíti oblastech chodidla naměřených v průběhu kroku. Tyto oblasti jsou: M01 – pata, M02 – střed nohy, M03 – hlava I. metatarzu, M04 – hlava II. metatarzu, M05 – hlava III. metatarzu, M06 – hlava IV. metatarzu, M07 – hlava V. metatarzu, M08 – palec, M09 – ukazovák, M10 – ostatní prsty. Pozorujeme hodnoty a rozdíly mezi pravou a levou nohou.



Obrázek 3: Graf maximálních hodnot tlaku - proband 1



Obrázek 4: Graf maximálních hodnot tlaku - proband 2

V tabulkách 1 – 4 jsou vyčísleny začátek, konec, absolutní i procentuální doby trvání odvíjení paty (M02) a přední (M01) části nohy (bez prstů). Všimáme si doby samostatného a současného zapojení částí a případné nesrovnalosti v době zahájení či ukončení odvíjení částí.

Tabulka 1: Délka odvíjení - levá noha - proband 1

| Levá  | Délka<br>[ms] | Délka<br>[%] | Začátek<br>[%] | Konec<br>[%] |
|-------|---------------|--------------|----------------|--------------|
| Total | 920.0         | 100.00       | 0.00           | 100.00       |
| M01   | 805.0         | 87.50        | 8.33           | 95.83        |
| M02   | 536.7         | 58.33        | 0.00           | 58.33        |

Tabulka 2: Délka odvíjení - pravá noha - proband 1

| Pravá | Délka<br>[ms] | Délka<br>[%] | Začátek<br>[%] | Konec<br>[%] |
|-------|---------------|--------------|----------------|--------------|
| Total | 940.0         | 100.00       | 0.00           | 100.00       |
| M01   | 822.5         | 87.50        | 8.33           | 95.83        |
| M02   | 430.8         | 45.83        | 0.00           | 45.83        |

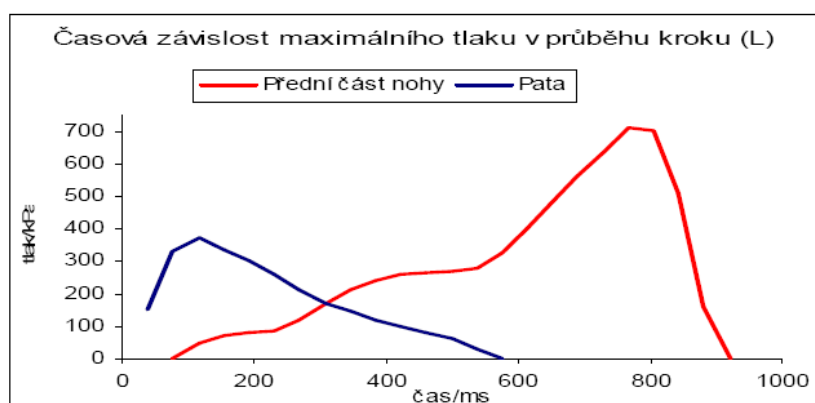
Tabulka 3: Délka odvíjení - levá noha - proband 2

| Levá  | Délka<br>[ms] | Délka<br>[%] | Začátek<br>[%] | Konec<br>[%] |
|-------|---------------|--------------|----------------|--------------|
| Total | 840.0         | 100.00       | 0.00           | 100.00       |
| M01   | 725.5         | 86.36        | 9.09           | 95.45        |
| M02   | 534.5         | 63.64        | 0.00           | 63.64        |

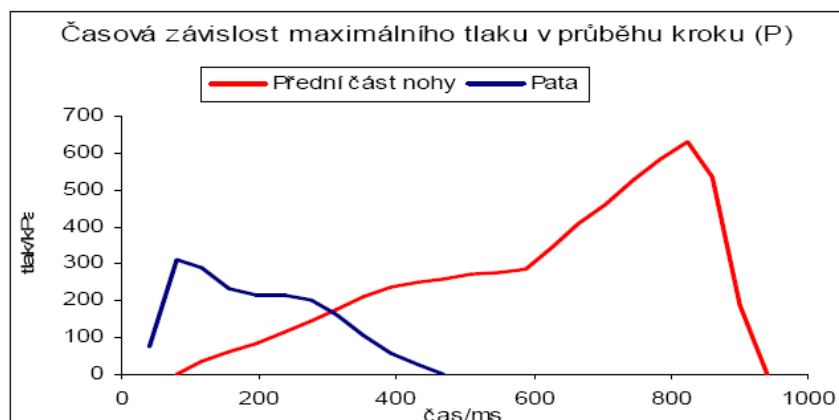
Tabulka 4: Délka odvíjení - pravá noha - proband 2

| Pravá | Délka | Délka  | Začátek | Konec  |
|-------|-------|--------|---------|--------|
|       | [ms]  | [%]    | [%]     | [%]    |
| Total | 853.3 | 100.00 | 0.00    | 100.00 |
| M01   | 737.0 | 86.36  | 9.09    | 95.45  |
| M02   | 581.0 | 68.18  | 0.00    | 68.18  |

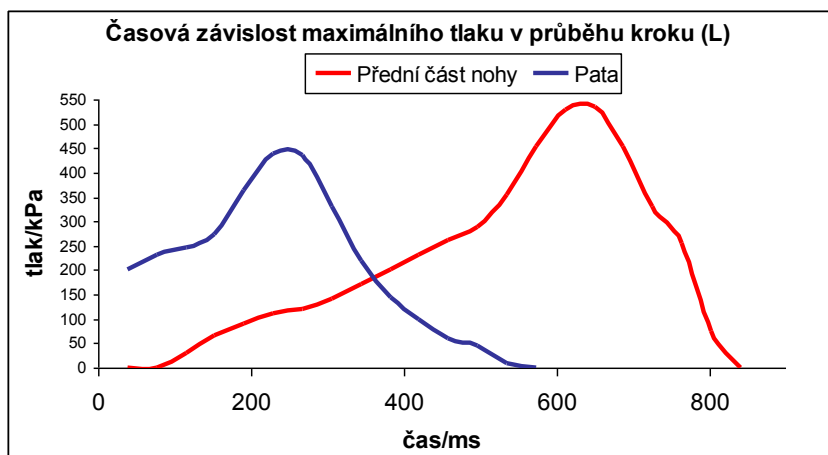
Obrázky 5 - 8 představují grafy závislosti maximálních hodnot tlaku přední části nohy a paty na čase pro levou a pravou nohu. Sledujeme plynulost křivky, maximální hodnoty, časový průběh zatěžování.



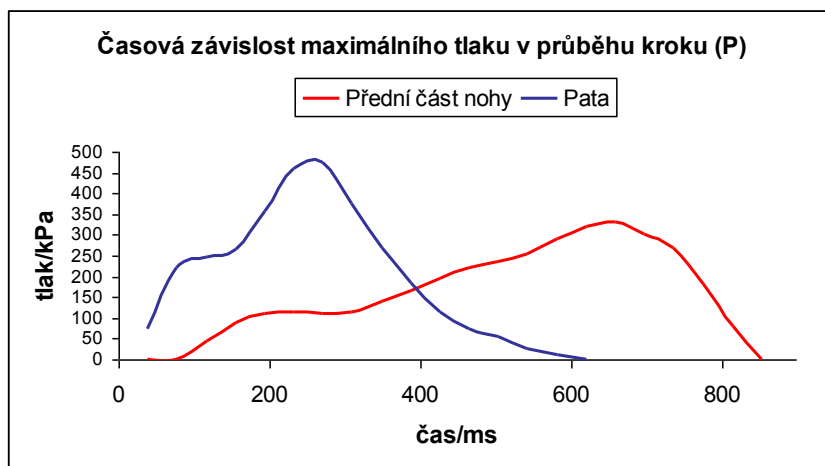
Obrázek 5: Levá noha - proband 1



Obrázek 6: Pravá noha - proband 1



Obrázek 7: Levá noha - proband 2



Obrázek 8: Pravá noha - proband 2

## Diskuse

U obrázků barevně zobrazujících velikost tlaku probanda 1 je vidět nezvyklé zatížení v oblasti střední části nohy a po téměř celé ploše přední části nohy, čímž je naznačeno borcení podélné i příčné klenby. Je zde i zvětšená plocha kontaktu chodidla se zemí. Prsty včetně palce jsou při odvíjení chodidla téměř vynechány. U probanda 2 je minimální zatížení v oblasti střední části nohy, rovnoměrné zatížení přední i zadní části nohy, plocha kontaktu chodidla se zemí je standardní. Je také zřetelné správné dokončení odvíjení kroku přes palec.

V grafu maximálních hodnot tlaku ve vybraných oblastech je u probanda 1 patrný odlišný průběh tlaku na levé a pravé noze. Na levé noze je ve dvou oblastech přesažena vysoká hodnota tlaku 700 kPa. Výrazná je odlišnost v oblasti pátého metatarzu, kde je hodnota tlaku u levé nohy dvojnásobná vzhledem k pravé, právě naopak je tomu potom

v oblasti ukazováčku. U probanda 2 je průběh maximálních hodnot tlaku u obou chodidel podobný, pouze na levé noze je výrazněji zvýšený tlak v oblasti třetího a zejména čtvrtého a pátého metatarzu, což může být následkem mírného odlehčení palce patrné z barevného zobrazení tlaku na obrázku 2.

V tabulkách trvání odvíjení přední a zadní části chodidla vidíme, že přední část nohou probanda 1 se do procesu odvíjení zapojuje brzy po zahájení. Paty končí odvíjení přibližně v polovině celkového času. Taktéž u probanda 2 se přední část zapojuje do odvíjení velice brzy. Paty ale setrvávají v kontaktu s podložkou mnohem déle, jejich odvíjení končí přibližně ve dvou třetinách trvání odvíjení chodidla.

Grafy časových závislostí hodnot tlaku přední části nohy a paty jsou u probanda 1 plynulé téměř hladké křivky s ostřejšími extrémy při zahájení odvíjení paty a ukončení odvíjení přední části pravého chodidla. Grafy probandů jsou v odlišném měřítku kvůli nadprůměrné hodnotě maximálního tlaku u probanda 1. U probanda 2 je průběh křivek úplně hladký a u obou chodidel velice podobný. U levé přední části má křivka mnohem vyšší maximum kvůli již zmiňovaným vysokým tlakům na třetím až pátém metatarzu.

## **Závěry**

Z porovnání výsledků vyplývá, že chodidlo probanda 1 zatížené téměř dvojnásobnou tělesnou hmotností vykazuje znaky platfusu a deformace kleneb. Maximální hodnoty tlaků dosahují u zatíženějšího chodidla vyšších čísel a velký tlak byl zaznamenán na větší ploše chodidla.

Už z barevného zobrazení velikosti tlaku je u probandů patrné rozdílné odvíjení a zatěžování přední a zadní části chodidla. U probanda 1 je přetížena přední část chodidla a z odvíjení je vynechán palec. U probanda 2 je odvíjení v pořádku, avšak na levé noze je z neznámé příčiny více zatěžována vnější hrana přední části nohy. To naznačuje přítomnost dalšího faktoru ovlivňujícího správnou funkčnost chodidla. Pouze nízká hmotnost zde tedy nestačí.

U obou probandů se přední část nohy zapojuje do odvíjení velice brzy. To může být navzdory nácviku způsobeno přeci jen opatrným našlapováním na měřicí plošinu, tedy ne zcela reprezentativním krokem. U probanda 1 navíc končí odvíjení paty poměrně brzy a tíha spočívá delší dobu pouze na přední části chodidla. Relativní doba odvíjení přední části chodidla je u probandů přibližně stejná, ale u probanda 2 je zároveň delší dobu zapojena část zadní.



Z porovnání absolutní doby trvání kroku je patrné, že odvíjení u probanda 1 probíhá po téměř o 10% delší dobu než u probanda 2, což také odpovídá naší úvodní charakteristice chůze obézních osob.

Metoda analýzy plantárního tlaku tedy představuje vhodný způsob, jak získat korektní kvantitativní informace o chodidle a způsobu chůze člověka, jejichž kvalifikovaným posouzením spojeným s osobní anamnézou lze dospět k mnoha dalším poznatkům o stavu a vývoji pohybového aparátu probanda. Tyto poznatky mohou být využity v lékařství při vyšetřování průběžného stavu pacienta, stavu po zranění či rehabilitaci, v oblasti sportovní ve spojitosti s vzájemným ovlivňováním stavu nohy a sportovní činností, případně v obuvnickém průmyslu při vývoji obuvi pro specificky zatěžované nohy.

### **Literatura**

BERNACIKOVÁ, M.; NOVOTNÝ, J. 2009. Vliv genetických faktorů na zdraví a pohybovou aktivitu. In *Sport a kvalita života 2009*, Brno: Masarykova Univerzita, Fakulta sportovních studií, 2009. ISBN 978-80-210-5006-8.

BIELICKÝ, T. a kol. 1959. *Ošetřování nohou*. Státní zdravotnické nakladatelství, první vydání, Praha 1959

BIRTANE, M. ; TUNA, H. 2004. *Clinical biomechanics vol. 19*. The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults, Physical Medicine and Rehabilitation Department of Trakya University Hospital, Edirne 2004

BUS, S.A.; DE LANGE, A. 2005. *Clinical biomechanics vol. 20*. A comparison of the 1-step, 2-step and 3-step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot, Amsterdam: University of Amsterdam, 2005. ISSN 0268-0033

DUVAČ, I. 2007. *Telesná výchova, šport, výskum na univerzitách*. Diagnostika rovnováhových schopností balansometrami, Bratislava: STU, 2007. ISBN 978-80-227-2728-0

HILLS, A. P. et al. 2001. *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders* vol. 25. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis, School of Human Movement Studies, Queensland University of Technology, Brisbane, 2001

NOVEL, 2006. *Novel scientific*, München, 2006

PSALMAN, V. 2008. *The Scientific Journal Facta Universitatis, Volume 6, No. 2* . Dynamic balance and its diagnostics by using 3D biomechanical analysis, Niš: University of Niš, 2008. ISSN 1451-740X

RICHTER, M., ZECH, S., KALPEN, A. 2008. Pedographic findings in 461 patients in a foot and ankle outpatient clinic – definition of standard pedographic patterns for typical pathologies, in *1st Congress of the International Foot & Ankle Biomechanics (i-FAB) community*, Bologna, Italy, 2008

ROSENBAUM, D. 2006. Plantar pressure distribution measurements for the assessment of foot function: Technical Background, Recommendations for Data Collection and Processing, and Clinical Applications In *Emed scientific meeting*, München

ŘIHOVSKÝ, R. 1975. *Anatomie a fyziologie – ruka a noha ve vztahu k odívání a obouvání*, SNTL - Nakladatelství technické literatury, vydání první, Praha, 1975

SEEBECK, P. et al. 2005. *Clinical biomechanics* vol.20. Gait evaluation: A tool to monitor bone healing?, Center for Musculoskeletal Surgery, Research Laboratory, University Medicine Berlin, Berlin, 2005. ISSN 0268-0033

### **2.2.3 Influence of combative sports on state of plantar pressure**

**Martin Zvonar, Katerina Lutonska, Zdenko Reguli, Martin Sebera, Tomas Vespalec**  
Faculty of Sport Studies, Masaryk University in Brno, Czech republic

#### **Introduction**

The article is focused on plantar pressure research among combative sportsmen. We focused on possible differences related to the type of pad used for specific sport. After previous experiences, especially with softer surfaces, can be expected negative effects on the foot arch and influence on plantar pressure distribution during normal walking. Japanese combat sports are usually practiced barefoot. There are few types of typical movements depending of type of typical techniques used. For example judo, aikido and aikibudo are using mainly throws, joint lock, etc., karate, kempo, and some of jujutsu systems are using mainly kicks and thrusts [Štefanovský 2009, Vít 2005, Reguli 2005, Green 2001]. We choose karate as an example for this research.

#### **Objectives**

Most combative sports need soft surface for athletes, so gyms are usually covered with the tatami. We assume surface specific interaction with supporting the leg system: on the one hand, locomotion on a flexible thus partially unstable pad may lead to strengthen foot muscles. On the other hand, pad after contact with sole makes foot arch support, which can lead to lack of stimuli for active involvement of muscles supporting foot arch. It is important for good balance and good power distribution during transitions, kicks and thrusts. In previous researches we can find explanation of these processes [Zvonař, Lutonská 2009, Čihounková, Vít 2009, Psalman 2007, Duvač, Kasa 2005, Bus, De Lange 2005, Eils 2004].

#### **Aims**

The aim of the research was to prove potential effect of karate on the soft ground on the state of foot arch, and if it is possible to determine the nature of the action.

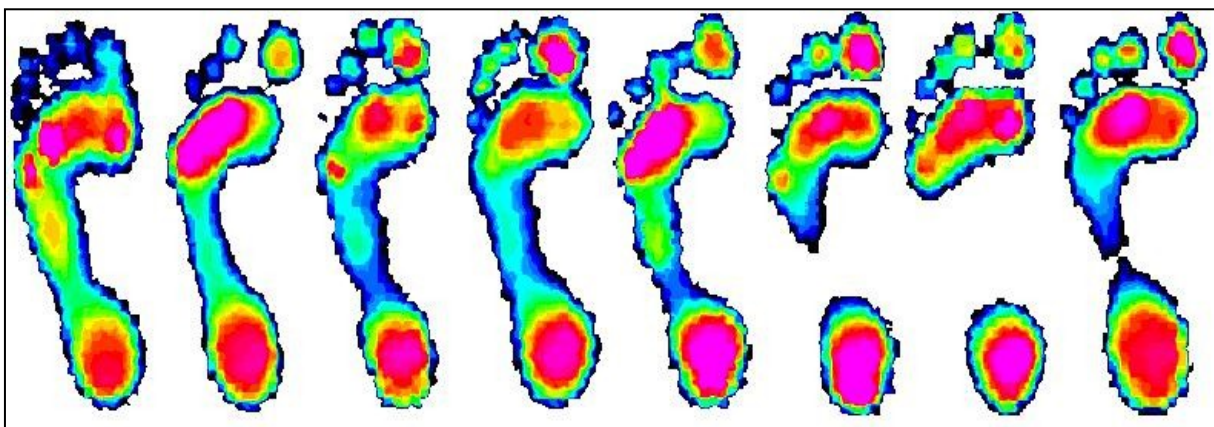
## **Material and methods**

The research was realized with pedobarographic platform Emed [Novel 2006]. We focused mainly on the pressure distribution on planta pedis while walking. We used the third step method and we averaged three attempts for each proband's foot. In the research were involved 16 men aged from 18 to 40 years of which 8 regularly perform karate on solid floorboards, below collectively designated as a group S and 8 karatekas who exercise on tatami, below collectively designated as a group T. Research measuring took place in two different gyms in Brno (gym with tatami surface and gym with hard surfaces – wooden floor) in winter months of 2009.

## **Results**

Emed system which was used for our research offers many possibilities how to process, evaluate and also display the measured values [Rosenbaum 2006, Birtane and Tuna, 2004]. Pictorial, graphical and numerical outputs, which we present, show variables, which we expected to, demonstrate most obvious differences in the comparison between the two experimental karate groups.

A figure 1 and 2 shows the distribution of maximum pressure on the left foot for all of 16 probands. Scans in Figure 1 belong to karatekas who exercise on the solid surface (group S), Figure 2 presents scans of karate sportsmen who exercise on tatami (Group T). Comparing these scans we find no significant differences between groups, just higher maximum pressure under the longitudinal arch in group S.



*Figure 1: Maximal pressure – group S*

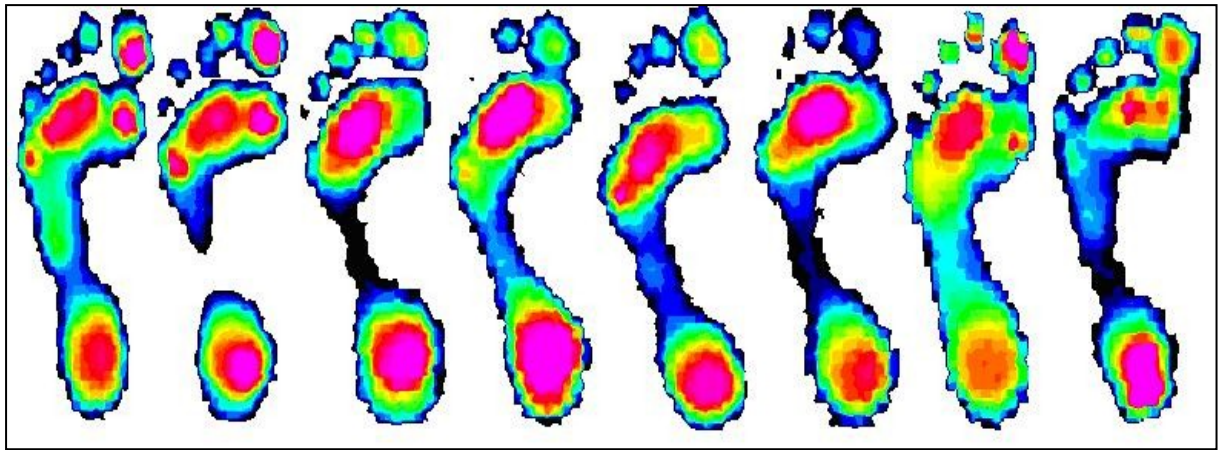


Figure 2: Maximal pressure – group T

Figure 3 shows the virtual images of distribution of maximum pressures for each group. These views are the result of averaging the measured data of all probands in the single group. The letter S denotes virtual scans of group S, which exercises on solid surface, the letter T indicates the group T, which exercises on tatami. At this figure can be seen in addition to already mentioned finding of higher pressure under the longitudinal arch in the group S also better balanced distribution of pressure in metatarsal area of the same group.

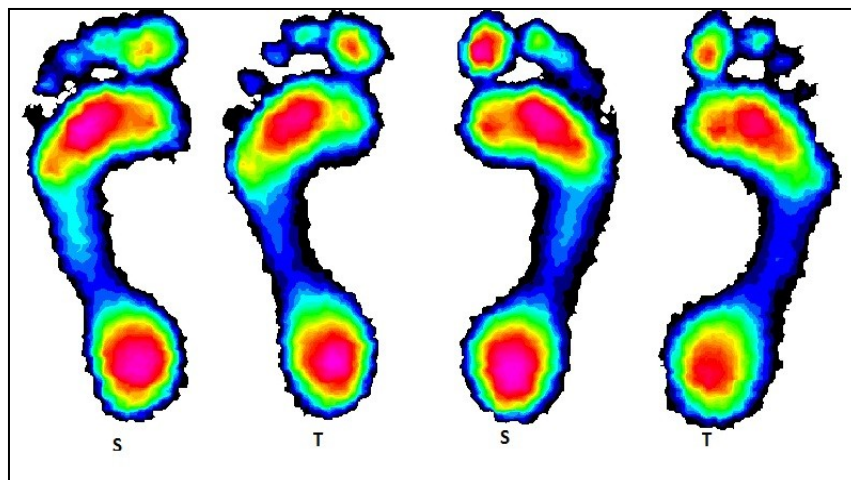


Figure 3: Virtual averaged maximal pressure distribution scans

In table 1 you can see average values of some parameters we focused on. On the compared values is the higher one always accentuated.

Area M02 / T is the area under the longitudinal arch and the area under whole feet ratio. These values are very balanced in both groups. M01 is a heel, META means the 2nd, 3rd and 4th metatarsal, M08 is a big toe. The table shows the average pressures recorded in these areas. We can see that the absolute average pressure in all monitored areas are higher in the group S.

Relatively, which means in proportion to the average pressure of whole foot (avrg T), is lower load of the area 2nd, 3rd and 4th metatarsal in the group S. Higher relative load of heel was indicated for each leg in second group (left heel in group T, right heel in group S), big toes are still more loaded in group S.

The last values in the table are the percentage the observed area contact time - 100% is the time from the first to the last contact during unwinding the feet. From this perspective we found that heel and metatarsal are loaded longer in the group T. On the contrary, the big toe is loaded longer in the group S.

Table 1: Averaged values of parameters

|              | SOLID SURFACE |               | TATAMI       |              |
|--------------|---------------|---------------|--------------|--------------|
|              | Left foot     | Right foot    | Left foot    | Right foot   |
| area M02/T   | 0,159         | <b>0,164</b>  | <b>0,164</b> | 0,160        |
| M01 [kPa]    | <b>163,82</b> | <b>158,09</b> | 153,22       | 144,19       |
| META [kPa]   | <b>157,86</b> | <b>155,05</b> | 150,52       | 146,83       |
| M08 [kPa]    | <b>113,18</b> | <b>131,92</b> | 100,55       | 98,64        |
| avrg T [kPa] | <b>79,44</b>  | <b>75,61</b>  | 72,32        | 70,44        |
| pres M01/T   | 2,078         | <b>2,096</b>  | <b>2,111</b> | 2,047        |
| pres META/T  | 1,978         | 2,045         | <b>2,102</b> | <b>2,083</b> |
| pres M08/T   | <b>1,444</b>  | <b>1,754</b>  | 1,384        | 1,391        |
| M01 [%]      | 63,53         | 61,31         | <b>66,26</b> | <b>66,20</b> |
| META [%]     | 82,71         | 81,82         | <b>83,07</b> | <b>84,24</b> |
| M08 [%]      | <b>77,82</b>  | <b>76,68</b>  | 65,87        | 73,58        |

For better understanding, the times of various contact areas are shown graphically in Figures 4 and 5. Areas come into contact with the base gradually, also gradually leaving it, but more than 40% of the time the foot contacts the pad, are observed all three areas contacting the ground simultaneously. Individual lines in the graphs represent values alternately for group T and group S.

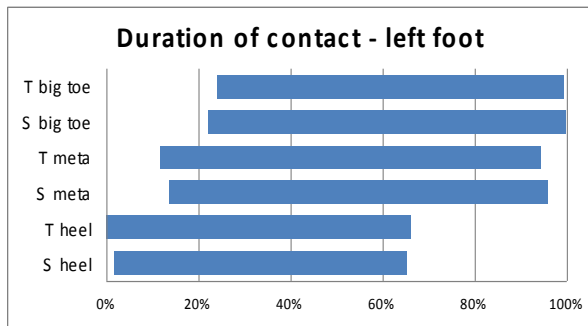


Figure 4: Duration of contact

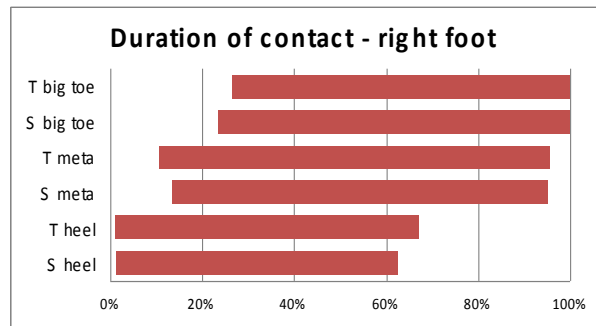


Figure 5: Duration of contact

Figures 6 and 7 show the comparison of maximum pressure on the left and right foot which is divided into following areas: M01 - heel, M02 - the middle legs, M03 - first metatarsal, M04 - second metatarsal, M05 - third metatarsal, M06 - fourth metatarsal, M07 - fifth metatarsal, M08 - big toe, M09 - second finger, M10 - the other fingers. Progress and values of maximum pressures are similar in both groups, just on the left foot there are visibly higher maximum pressures in the metatarsal area in the group S and on the right leg in the same group are higher maximum pressures under toes. Interestingly, although there was higher load of both big toes in group S in all previous outputs, the highest maximum pressure of the left big toe was noticed in the group T.

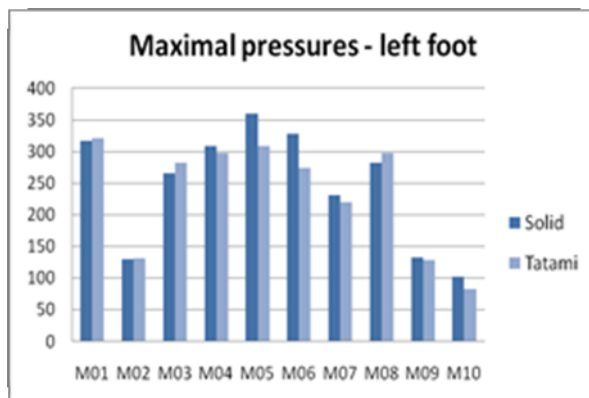


Figure 6: Graph of maximal pressures

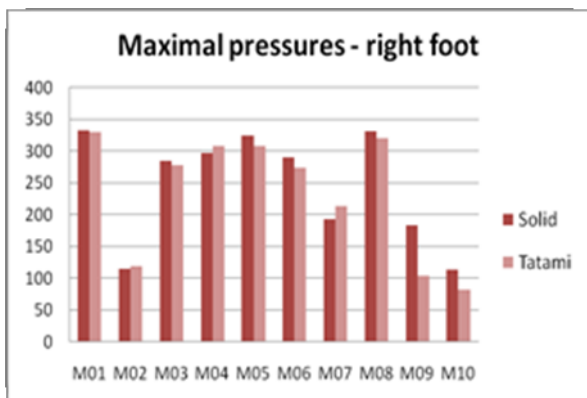


Figure 7: Graph of maximal pressures

## Discussion

All measured values were statistically analyzed. To determine expected statistically significant differences was calculated Cohen effect coefficient  $d$ . Its value reflects statistical significance of the result: if  $d$  is greater than 0.8 the effect is large,  $d$  from interval from 0.5 to 0.8 indicates medium effect, the effect of  $d$  value less than 0.2 is

considered to be small. For each of our conclusions, we present this coefficient for both left and right foot separately.

The results show that men who perform karate on solid surfaces have higher absolute values of the average whole foot pressure ( $d_l = 0.74$ ,  $d_r = 0.97$ ), and higher pressures in monitored areas ( $25 < d < 74$ ). Of the areas statistically most significant ( $d = 0.73$ ) higher pressure was found under the right heel of the group S. This difference could be caused by more energetic walking or possibly by a higher average weight.

We also discovered a lower relative load of the middle metatarsal area in the group S ( $d_l = 0.42$ ,  $d_r = 0.15$ ) which could point to a better state of transverse arch more stimulated by movement on a harder surface.

As statistically significant was identified both absolute ( $d = 0.98$ ) and relative ( $d = 0,80$ ) higher pressure under the right big toe in the group S (figure No. 8). Similar findings on the left foot were statistically insignificant. Another finding relating to the big toe is a load time. The group S loaded big toes longer then the group T ( $d_l = 0,70$ ;  $d_r = 0.37$ ). From this information we conclude that karatekas who exercise on the solid surface involve toes by unwinding of the foot much more than men perform karate on tatami. This corresponds with previous findings of lower medium metatarsal loading and thus also relatively better state of transverse arch.

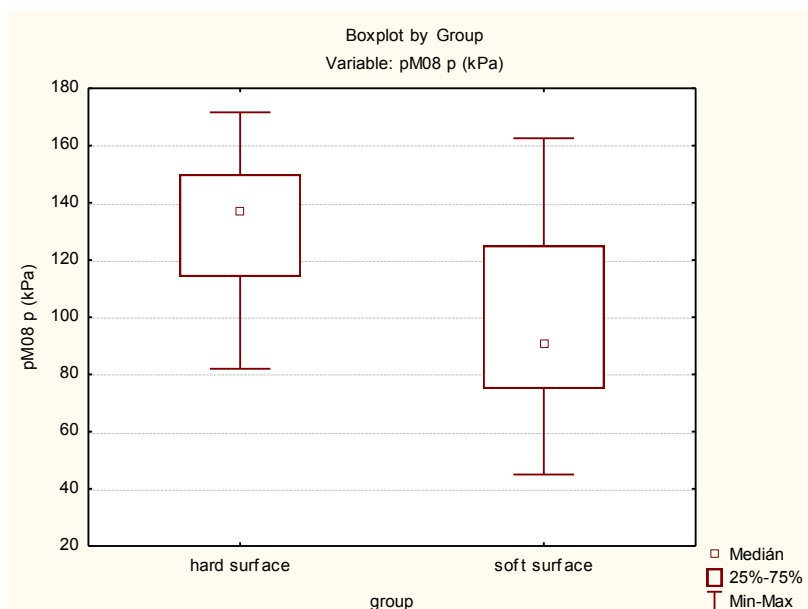


Figure 8 Comparison of pressures under the big toe between groups S and T



Longer contact time of the heel and the metatarsal area in the group T remained with their  $d$  coefficients below medium significance.

Lowest Cohen coefficient values ( $d_l = 0.07$ ,  $d_r = 0.05$ ) were calculated for the area under the longitudinal arch and the area under whole foot ratio which appeared to be almost identical in both groups and feet. That is why we cannot reliably answer the question which group tends more to have longitudinal flat feet, respectively, which surface stimulates longitudinal arch better. This finding also would not provide a meaningful value due to  $d$  coefficients in most cases lower than 0.2 and also due to low number of respondents.

Still we can claim that pad has demonstrable effect on foot pressure distribution and its values. So there is a place for a larger research and a question for public if there is any need of stimuli compensation for combative sportsmen using just tatami.

## **References**

1. Birtane M., Tuna H. (2004). *The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults* Clinical biomechanics vol. 19., Physical Medicine and Rehabilitation Department of Trakya University Hospital, Edirne 2004
2. Bus, S.A., De Lange, A. (2005). *A comparison of the 1-step, 2-step and 3-step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot*. Clinical biomechanics vol. 20., Amsterdam: University of Amsterdam, 2005. ISSN 0268-0033
3. Čihounková J., Vít M. (2009). *Držení těla a dechová cvičení v karate*. In *Rozvoj profesionálních kompetencí učitelův telesnej výchovy na základných a stredných školách z úpolových športov*. vyd. první. Banská Bystrica : Katedra telesnej výchovy a športu Fakulty humanitných vied UMB v Banskej Bystrici, 2009. od s. 108 - 118, 11 s. ISBN 978-80-8083-831-7
4. Duvač I., Kasa J. (2005): *Standardization of the testing equipment balance master*. In: 9th International Scientific Conference SPORT KINETICS 2005, Rimini, Italy, 2005, p.120.
5. Eils E. et al. (2004). *Characteristic Plantar Pressure distribution Patterns during Soccer-Specific Movements*. The American Journal of Sports Medicine vol. 32., 2004
6. NOVEL. (2006). *Novel scientific*, München, 2006

7. Psalman V. (2007): *Special balance exercises and their positive influence for sport performance*. In: 12th annual Congress of the EUROPEAN COLLEGE OF SPORT SCIENCES, Jyvaskyla, Finland, 2007.
8. [Reguli Z.](#)(2005) . *Úpolové sporty (distanční studijní text)*. Brno : Masarykova univerzita, 2005. 133 s. ISBN 80-210-3700-8.
9. Rosenbaum D. (2006). *Plantar pressure distribution measurements for the assessment of foot function: Technical Background, Recommendations for Data Collection and Processing, and Clinical Applications* In *Emed scientific meeting*, München
10. Štefanovský M. (2009). *Džudo I. Teória a didaktika*. Bratislava : FTVŠ UK, 2009. 103 s. ISBN 978-80-8113-009-0
11. Green T.A. (2001). *Martial arts of the world: an encyclopedia*. Santa Barbara : ABC-CLIO Ltd, 2001. 894 pp. ISBN 1576071502
12. Vít M. (2005). *Aikibudó: Bojová umění jako sportovní aktivita dětí a mládeže*. In *Sport a kvalita života. Sborník článků a abstrakt mezinárodní konference konané 10. - 11. 11. 2005 v Brně*. Brno : Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, 2005. 6 s. ISBN 80-210-3863-2.
13. Zvonař M., Lutonská K. (2009). *Analýza distribuce plantárního tlaku prostřednictvím pedografické plošiny Emed*. In *Sport a kvalita života 2009*. 1. vydání. Brno : FSpS MU, 2009. 9 s. ISBN 978-80-210-5006-8.

#### **2.2.4 Plantar pressure in grammar school girls and influence of sports activities, exercise surfaces and sports shoes**

**Mgr. Martin Zvonar, PhD., Mgr. Katerina Kolarova, Mgr. Martin Sebera, PhD.**

Faculty of Sports studies, Kinesiology department, Masaryk University Brno, Czech Republic

##### **Abstract**

The article is focused on plantar pressure research among grammar school girls. We analyzed measured plantar pressure and contact area data and we tried consequently to find any statistical and logical relationship between sports activities girls do and state of their feet represented by relative pressure values and relative size of contact areas of several foot regions. We wanted to determine which of sports activities, exercise surface or sports shoe seems to have the worst effect on foot arches represented by plantar pressure distribution and relative size of contact area.

**Key words:** kinesiology, sports activities, plantar pressure, area of foot contact, med

##### **Introduction**

Plantar pressure and its distribution are affected by many factors. We can mention genetics, health, injuries, body weight, gait pattern, shoes etc. In grammar school children we suppose an influence of leisure activities, especially sports activities and their intensity, exercise surface and sports shoes. We assume worse foot state in high-impact intensive activities on hard surface. Better foot state should have girls exercising in lower intensity on softer surfaces giving appropriate and sufficient stimuli to muscles supporting foot arch. So the aim of our project was to analyze plantar pressure and prove potential effect of sports activities on different level, different surfaces and shoes on state of foot in grammar school girls and if possible to determine the nature of the action.

## **Methods**

In the research were involved 110 girls from different classes of grammar school in Brno-Slapanice aged from 11 to 20 years. Data collection took place in spring of 2010. The research was realized with pedobarographic platform emed and we focused mainly on the pressure distribution on planta pedis while walking. We used the third step method and we averaged three attempts for each proband's foot. Data were processed in program Statistica 10 and we used Spearman Rank Order Correlations for finding statistical significant relationships. Second part of the research was a physical activity questionnaire. It contained questions about quantity and level of sports activities, surfaces on which they perform the activity and a type of shoes they use.

## **Results**

Emed software provides many possibilities how to work with measured data. For enlargement of possibilities of statistical evaluation we divided foot in five regions: M01 - hind foot, M02 - mid foot, M03 - forefoot, M04 - big toe and M05 - toes 2, 3, 4, 5. As key areas we consider M02 and M03 because of presence of longitudinal and transversal arch, but we do not exclude interesting results e.g. overloading in other regions.

From measured parameters we chose average pressure in single regions and regions area. To make these values comparable and not body weight or foot size dependent we used ratios: average pressure in one region to average pressure in whole foot and area of one region to area of whole foot. Ranges of ratio values are in a table (Table 1).

Table 1. Ranges of measured ratio values

|                  | M01         | M02         | M03         | M04         | M05         |
|------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| Left - Area      | 0.213-0.314 | 0.019-0.235 | 0.304-0.481 | 0.027-0.136 | 0.033-0.191 |
| Right - Area     | 0.209-0.350 | 0.023-0.262 | 0.320-0.473 | 0.066-0.140 | 0.026-0.163 |
| Left - Pressure  | 1.393-2.600 | 0.270-1.275 | 1.074-2.130 | 0.589-2.441 | 0.171-1.273 |
| Right - Pressure | 1.397-2.508 | 0.264-1.250 | 1.138-2.200 | 0.805-2.861 | 0.260-0.981 |

In questionnaire we found following information: just 3 girls of the group perform sports on top level, 56 girls are members of sports club, 23 do sports activities in school hobby groups, 78 perform recreational sports activities and all of them participate on physical education school lessons.

Next information is about popularity of sports in grammar school girls. 43.6% girls perform cycling, 41.8% skiing in winter, 35.5% do skating and the same amount do in-

line skating, 29.1% play volleyball, 21.8% do dancing, 20.0% swimming, 14.5% jogging, 10.0% play floorball, following walking, body building, ballet, tennis, gymnastics, squash with badminton, horse riding, karate. Other sports are less popular, surprisingly also aerobics or basketball.

Total exercise time of all girls together is 805.5 hours per week, it means 7.3 hours per girl and week in average. The most of the exercise time (64.9%) spend girls on floorboards and other hard surfaces as asphalt, concrete, clay, ice. Just 16.1% of the exercise time is spent on softer surfaces like grass, tartan, tatami or snow, 9.9% time is spent by doing activity without full support of floor as cycling, rowing, horse riding and others. 9.1% of exercise time girls spend in water.

To find the relationship between pressure and area ratios and sports activities we worked with modus values counted in groups of interest.

We found out (figure 2) that pressure under right big toe (PR M4) is always a little higher than under left big toe. It is related to laterality which we think should be hereafter studied from this point of view. Beside this we can see higher pressure in M01 by swimmers, lower pressure in M03 by walking and higher pressure in M04 by floorball compared to the others. Other interesting deviations do not repeat on both feet so we cannot consider them as relevant without knowledge of laterality.

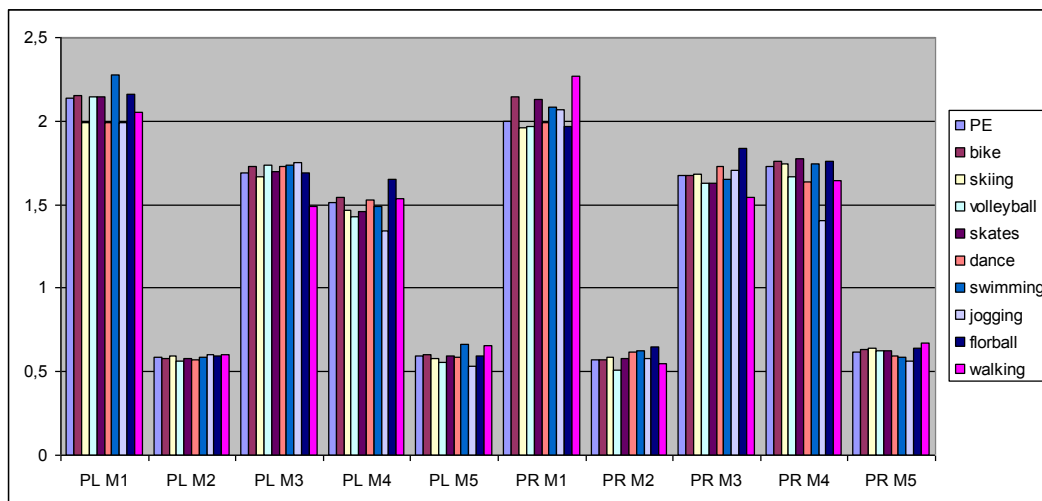


Figure 1. Pressure in different sports activities

In the next chart (figure 3) we can see again higher pressure under right big toe and higher pressure in M01 by swimmers. In M02 region we can mention higher pressure by girls exercising on tartan and concrete.

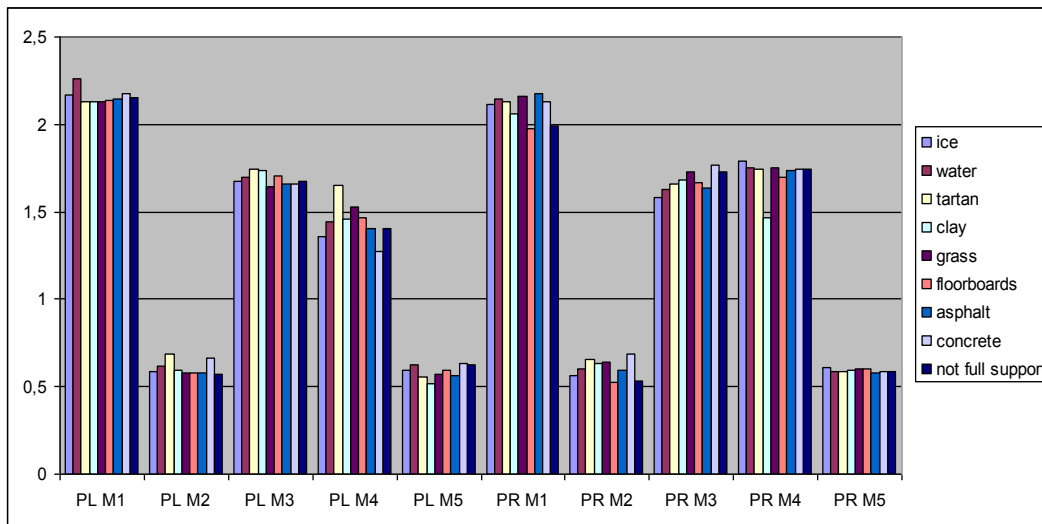


Figure 2. Pressure in different exercise surfaces

Following bar chart (figure 4) shows areas of contact in groups using same sports shoes. We can see larger big toe (M04) area in running shoes and barefoot group. Very good to see is larger area of other toes (M05) by girls using skates and in-line skates.

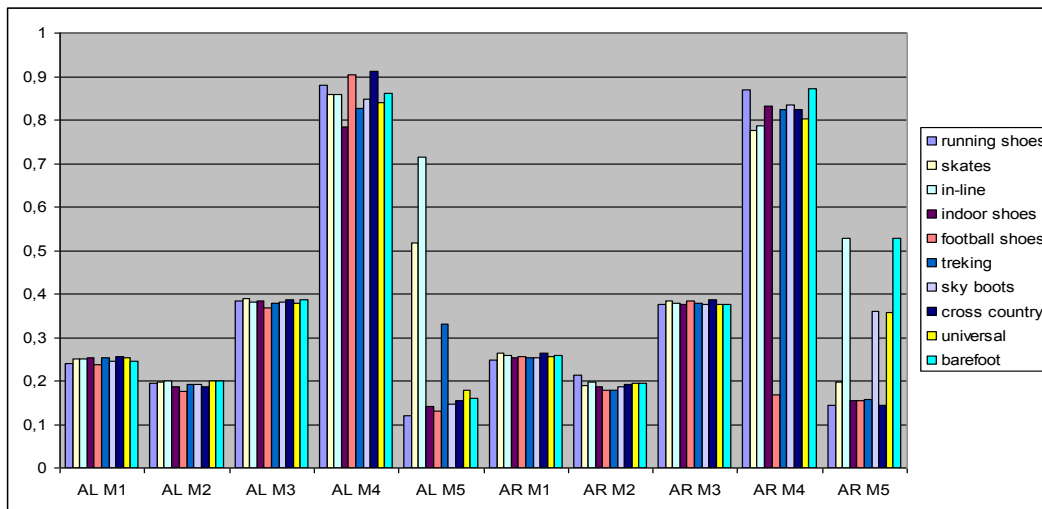


Figure 3. Area in use of different sports shoes

The last bar chart (figure 5) with area values divided by sports activities shows that there are again no significant differences between groups in first three regions, but we can tell that girls doing skiing have larger area under big toes opposite walkers who have rapidly smaller area M04. In the region of other toes (M05) are remarkable dancers, joggers and maybe walkers with larger toe areas.

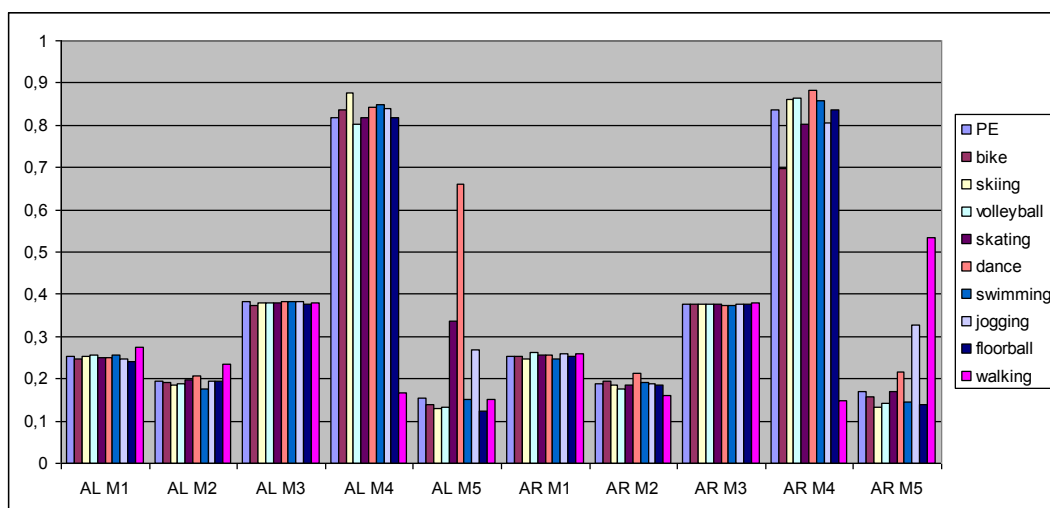


Figure 4. Area in different sports activities

### **Discussion**

For emed data analyses we used Spearman Rank Order Correlations when correlations are significant at  $p < 0.05$  for finding statistical significant relationships. We used quiet big experimental group to explore plantar pressure and area values relationships. We were searching for statistical significant correlations between pressure values in the same regions of left and right foot, pressure values in different regions of left and right foot separately, the same for area values, then correlations between pressure and area values in the same regions of left and right foot separately and correlations between pressure and area values in different regions of left and right foot separately. The last possibility – correlation between pressure or area values in different regions of different foot – we consider irrelevant, but there are some correlations to mention Figure 6.

Table 2 Correlation coefficients of each parameter

|      | ALM1          | ALM2         | ALM3          | ALM4         | ALM5          | ARM1          | ARM2         | ARM3          | ARM4   | ARM5          | PLM1         | PLM2         | PLM3          | PLM4         | PLM5         | PRM1   | PRM2   | PRM3          | PRM4 | PRM5 |  |
|------|---------------|--------------|---------------|--------------|---------------|---------------|--------------|---------------|--------|---------------|--------------|--------------|---------------|--------------|--------------|--------|--------|---------------|------|------|--|
| ALM1 | 1             |              |               |              |               |               |              |               |        |               |              |              |               |              |              |        |        |               |      |      |  |
| ALM2 | 0,038         | 1            |               |              |               |               |              |               |        |               |              |              |               |              |              |        |        |               |      |      |  |
| ALM3 | <i>0,424</i>  | 0,111        | 1             |              |               |               |              |               |        |               |              |              |               |              |              |        |        |               |      |      |  |
| ALM4 | -0,290        | -0,085       | -0,158        | 1            |               |               |              |               |        |               |              |              |               |              |              |        |        |               |      |      |  |
| ALM5 | 0,079         | 0,129        | 0,253         | -0,053       | 1             |               |              |               |        |               |              |              |               |              |              |        |        |               |      |      |  |
| ARM1 | <b>0,638</b>  | -0,003       | 0,357         | -0,155       | 0,027         | 1             |              |               |        |               |              |              |               |              |              |        |        |               |      |      |  |
| ARM2 | -0,142        | <b>0,275</b> | -0,117        | 0,126        | -0,050        | -0,036        | 1            |               |        |               |              |              |               |              |              |        |        |               |      |      |  |
| ARM3 | 0,347         | -0,031       | <b>0,594</b>  | 0,010        | 0,021         | <i>0,401</i>  | -0,056       | 1             |        |               |              |              |               |              |              |        |        |               |      |      |  |
| ARM4 | -0,210        | -0,103       | -0,067        | <b>0,204</b> | -0,123        | -0,242        | 0,028        | -0,120        | 1      |               |              |              |               |              |              |        |        |               |      |      |  |
| ARM5 | -0,075        | 0,100        | 0,166         | -0,173       | <b>0,243</b>  | 0,006         | 0,019        | 0,039         | 0,006  | 1             |              |              |               |              |              |        |        |               |      |      |  |
| PLM1 | -0,024        | -0,069       | -0,036        | 0,049        | -0,077        | -0,012        | 0,164        | 0,027         | -0,047 | 0,123         | 1            |              |               |              |              |        |        |               |      |      |  |
| PLM2 | <i>-0,582</i> | <i>0,160</i> | <i>-0,337</i> | 0,158        | 0,016         | <i>-0,411</i> | 0,145        | -0,321        | 0,242  | 0,184         | 0,153        | 1            |               |              |              |        |        |               |      |      |  |
| PLM3 | -0,138        | -0,104       | -0,029        | 0,295        | 0,096         | -0,148        | -0,004       | -0,046        | 0,240  | -             | -0,096       | 0,013        | 1             |              |              |        |        |               |      |      |  |
| PLM4 | -0,283        | 0,055        | -0,297        | -0,063       | -0,248        | -0,175        | 0,145        | -0,261        | -0,111 | -             | -0,054       | 0,117        | <i>-0,216</i> | 1            |              |        |        |               |      |      |  |
| PLM5 | -0,277        | -0,172       | -0,439        | 0,150        | <i>-0,262</i> | -0,143        | 0,100        | -0,198        | -0,018 | -             | 0,060        | 0,061        | 0,032         | <i>0,396</i> | 1            |        |        |               |      |      |  |
| PRM1 | 0,140         | -0,087       | 0,040         | -0,159       | 0,053         | -0,058        | -0,244       | 0,077         | -0,077 | 0,178         | <b>0,297</b> | -0,097       | -0,097        | -0,107       | -0,148       | 1      |        |               |      |      |  |
| PRM2 | <i>-0,476</i> | 0,116        | -0,245        | 0,125        | 0,080         | <i>-0,570</i> | <i>0,289</i> | <i>-0,412</i> | 0,281  | 0,062         | 0,121        | <b>0,673</b> | 0,094         | 0,144        | 0,031        | -0,092 | 1      |               |      |      |  |
| PRM3 | -0,130        | -0,036       | 0,080         | 0,018        | 0,063         | -0,150        | 0,083        | 0,073         | 0,087  | 0,051         | -0,180       | 0,060        | <b>0,511</b>  | -0,070       | -0,023       | -0,166 | 0,216  | 1             |      |      |  |
| PRM4 | -0,179        | 0,084        | -0,263        | -0,023       | -0,230        | -0,160        | 0,108        | -0,226        | 0,016  | -0,102        | 0,155        | 0,044        | -0,167        | <b>0,494</b> | 0,330        | -0,015 | -0,033 | <i>-0,331</i> | 1    |      |  |
| PRM5 | -0,096        | 0,001        | -0,225        | 0,029        | -0,047        | -0,248        | 0,109        | -0,351        | 0,130  | <i>-0,357</i> | -0,107       | 0,087        | 0,073         | 0,288        | <b>0,432</b> | -0,124 | 0,135  | -0,124        |      | 1    |  |

Red = right; Grey = left; White = mixed left – right; Bolt and italics = mentioned in the article

Pressure correlations between same regions of left and right foot were expected to be high and in most cases (M02-M05) our expectations were filled (coefficient values 0.432-0.673), just for M01 the coefficient is only 0.297. Still we can say that higher pressure in a region of one foot means higher pressure in the same region of the other foot. We expected the same result for area correlations between same regions of left and right foot and that was right, but the coefficients are high just for M01 and M03 (0.638, 0.594). In other regions correlation coefficients are not statistically significant (0.204-0.275).

From correlations between pressure values in different regions of single foot was statistically significant (0.503) only the relationship between pressure in M04 and M05 of the right foot. On the left foot the coefficient was lower (0.396). From this we can tell that the higher pressure in big toe means higher pressure in other toes region, so in average girls load their toes equally. Another interesting but low (-0.331, -0.216) correlation shown on both feet is between pressure in M03 and M04. Minus sign means inverse relationship, so higher pressure in forfoot means lower pressure in big toe. It



shows that girls take off into next step either from forefoot or from big toe and then the other region is less loaded.

In *area values in different regions of single foot* we found just one little significant (0.401, 0.424) correlation between area of M01 and M03 on both feet. It means that larger contact area of forefeet indicates larger heel contact area. This can be caused by protecting transversal arch by absorbing most impact forces by heel which leads to larger contact area of M01. Larger M03 area indicates worse transversal arch and greater need of protect – larger contact area of M01.

In comparison *pressure and area values in the same regions of left and right foot separately* we expected inverse relationships – force distributed on larger area should lead to lower pressure. In this field we found no significant correlation, the highest coefficients (-0.357, -0.256) were in M05 region. The minus sign in this relationship and also in other really not significant relationships from this group corresponds with our expectations. With very low correlation coefficients (0.289, 0.160) this does not work for M02 region where higher pressure indicates larger contact area. Failure of our expectations in M02 region can be explained following way: enlargement of the area under the longitudinal arch is caused by arch collapse which is accompanied by increase of force acting in this region, so the pressure increases too.

In *correlations between pressure and area values in different regions of left and right foot separately* we found interesting significant (-0.582, -0.570) correlation between M01 area and M02 pressure. It means that lower pressure under the longitudinal arch is related to larger M01 area. Other correlation (-0.412, -0.337) between M02 pressure and M03 area (lower pressure under longitudinal arch related to larger M03 area) with above mentioned results (correlation between M01 and M03 area) confirm our assumption that worse transversal arch (larger M03 area) which took load of longitudinal arch (lower pressure) is protected by heel (larger M01 area).

*Correlation between pressure and area values in different regions of different foot.* It is correlation between pressure M02 on right feet and area M01 on left feet (-0.476) and reverse (-0.411). Lower pressure in right M02 region is related to larger M01 area on the left feet. This is only because of the highest correlation coefficients between left and right M01 area (0.638) and left and right M02 pressure (0.673). Then it is the same relationship discussed above.

## **Conclusion**

We made a plantar pressure research among 110 grammar school girls. We found and statistically analyzed important relationships between values of plantar pressures and contact areas in five foot regions. Searching for an effect of sports activities, surfaces and shoes to plantar pressure distribution brought a few of important findings ex una parte and a few incentives for another research on the other side.

## **Bibliography:**

- [1] BIRTANE, M.; TUNA, H. 2004. *Clinical biomechanics vol. 19*. The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults, Physical Medicine and Rehabilitation Department of Trakya University Hospital, Edirne 2004
- [2] BUS, S. A., DE LANGE, A.. 2005. *Clinical biomechanics vol. 20*. A comparison of the 1-step, 2-step and 3-step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot, Amsterdam: University of Amsterdam, 2005. ISSN 0268-0033
- [3] DOWLING A. M. et al. 2001, *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders vol. 25*. Does obesity influence foot structure and planta pressure patterns in prepubescent children? Department of Biomedical Science, University of Wollongong, Wollongong, 2001
- [4] GOODWIN D., FORD K., 2006. Variable Influence in On-Snow Ski Boot Pressure Measurements – Validation of Input data for Estimating Real-Time Pressure distribution In *Emed scientific meeting*, 2006
- [5] ROSENBAUM D., 2006. Plantar pressure distribution measurements for the assessment of foot function: Technical Background, Recommendations for Data 67 Collection and Processing, and Clinical Applications In *Emed scientific meeting*, München
- [6] VAREKA, I.; VAREKOVA, R. Kineziologie nohy. Vyd.1. Olomouc: Univerzita Palackeho v Olomouci, 2009. 181 s. ISBN 9788024424323.

### **2.2.5 Diagnostika plantárního tlaku pomocí systému EMED**

**Autoři:** Mgr. Martin Zvonař, Ph.D., Mgr. Tomáš Vespalec, Mgr. Kateřina Lutonská, Mgr. Martin Koplík

**Pracoviště:** MASARYKOVA UNIVERZITA, Fakulta sportovních studií

**Klíčová slova:** plantografie, emed, podobarometrický

**Key words:** plantografy, emed, podobarometriic

#### **Anotace:**

Publikace popisuje jednu z podobarometrických metod zjišťování stavu a funkce plantární oblasti nohy. Jedná se o metodu využívající podobarometrickou plošinu emed. Publikace je zaměřena zejména na podání podrobné informace pro pokročilou aplikaci metody měření se systémem emed.

#### **Annotation:**

Publication describes one of podobarometric method that is focused plantar part of foot and it's function. These method use podobarometric platform emed.

Publication describes application of measurement with emed platform in explorational conditions.

#### **Úvod**

Chůze je jednou z nejzákladnějších pohybových aktivit člověka. Jedná se o cyklický pohyb, při kterém noha přichází do kontaktu s podložkou a tlumí rázy způsobené hmotností těla daného jedince. Optimální technika došlapu pak do značné míry kompenzuje i zatížení celého pohybového aparátu.

Tématem zjišťování stavu a kvality plantární oblasti nohy, různými typy jejich abnormalit či deformit se zabývá mnoho diagnostických metod. Zde bychom chtěli přiblížit možnosti využití podobarometrické plošiny emed-at. Při tvorbě publikace bylo využito německého manuálu, který jsme doplnili o vlastní zkušenosti a znalosti s cílem

poskytnout výzkumným pracovníkům a studentům možnost hlubšího pochopení problematiky diagnostiky distribuce plantárních tlaků.

Publikace by zejména měla usnadnit aplikaci popisované plantografické metody nejen při výzkumech, ale i při výuce dané problematiky.

## **1. Podologie**

Podle definice serveru lékaři-online se podologie zabývá studiem nohy a komplexní péčí o kosti, svaly, klouby, kůži i nehty zdravých i nemocných nohou. Podologie se zaměřuje již přímo na chodidla, jejich statické i dynamické vyšetření a léčbu pomocí ortopedických vložek a zdravotní obuvi.

### **1.1 Plantografie**

Historicky byla a v mnoha případech doposud je noha vyšetřována pohledem, pohmatem, vyšetření na plantoskopu, či plantografu, případně prosvěcována rentgenem. Vyšetření na plantoskopu (obr. 1.) – pacient se postaví na skleněnou desku a pomocí spodního zrcadla podiater zhodnotí nožní klenbu, případně její deformity. Pomocí plantografu (obr. 2.), kdy je na plošku nanášena tenká vrstva barvy, se zhotoví na papír otisk chodidla – plantogram (obr. 3.).



*Obr. 1. Plantoskop*



*Obr. 2. Plantograf*



*Obr. 3. Plantogram*

Ve srovnání s běžnými klasickými vyšetřovacími postupy, podobarometrie umožňuje objektivní posouzení funkce chodidla při kontaktu s deskou jak během statické zátěže, tak i při zátěži dynamické. Tedy v podmínkách blízcích se reálnému životu a běžným pohybovým návykům jedince.

Dynamická plantografie je vyšetřovací metoda, která pomocí barometrické plošiny (případně vložky do bot) měří rozložení tlaku pod ploškou, obvykle při chůzi, běhu či různých modifikacích stoje. V České republice jsou v současné době využívány komerčně dodávané systémy: *emed®* (fa Novel GmBH, Munich, [www.novel.de](http://www.novel.de)), *footscan®* (fa

RSScan International, [www.rsscan.com](http://www.rsscan.com)) a *Baropodometer* (fa Diagnostic Support).  
Měřicí Tlakové vložky do bot *pedar* jsou modifikací systému *emed*®.



Obr. 4 Pedobarometrická plošina *emed-at*

## 1.2 Zařízení *emed*

Novel gmbh, Mnichov, německá firma specializující se na technologie dynamických tlakových distribučních měření (DPDM), byla založena v 1978 kybernetikem Petrem Seitzem. Novel původně vyvinul systém k tomu, aby vyhodnocoval tělesnou zátěž ve vesmíru pro mezinárodní kosmickou stanici.

### Měřicí systémy

Novel produkuje tři systémové řady uzpůsobené ke konkrétním použitím: *plianci*, *pedar*, a *emed*. Systémy měří styčné tlaky mezi mnoha povrchy, například mezi rukou a nástrojem, hýžděmi a židlí, a automobilovým dveřním těsněním a dveřmi automobilu.

***Pliance*** systém byl navržený k tomu, aby pracoval s měkkými povrchovými aplikacemi. Prvořadě oblasti využívající tento systém jsou měření v letadlech a sedadlech automobilu, kancelářských židlí, a pojízdných vozících. Stejně tak lze tento systém využít např. pro jezdce na koni, kdy umožňuje vyhodnotit interakci mezi koněm, sedlem a jezdce v různých pohybech.

***Pedar*** systém se specializuje na měření přímo v botách. Jedná se o mobilní systém připomínající vložky do bot, který funguje bezdrátově během pohybových aktivit. Pomáhá například při návrhu vhodné obuvi.

**Emed** systém využívá senzorovou platformu pro analýzu bosého chodidla. Časo je používán v diabetických a pečovatelských klinikách, podiatrya ortopedy. Emed systém je často využíváný pro vyhodnocení a zlepšení stavu chodidel po operacích, ale i jako prevence před úrazy.

### **Vývoj systému emed pro funkční diagnostiku v podografii**

Na začátku 80. let byla zveřejněna studie z Boultonu, Bettsu a Duckworthu o použití podografu při lékařských diagnostikách pro diabetickou nohu. Inspirovaný těmito publikacemi z Anglie, tým výzkumníků Kirsch, Hauser, Schaff a Seitz uskutečnil první pokusy v Německu. Zkoumaly se změny tlaku na diabetické, neuropatické noze. Předběžné zkoušky používání systému ukázaly znatelné neshody mezi neuropatickou nohou a zdravou nohou. V roce 1984, skupina pro výzkum diabetu z Mnichova studovala chodidla více než 600 diabetiků s novým systémem pod vedením profesora Helmuta Mehnerta. Výsledkem této práce je využívání systému emed pro zkoumání diabetických nohou v mnoha výzkumných centrech Spojených států amerických, Japonska, Austrálie, a mnoha jiných zemí.

### **Měření zatížení těla**

Dalším okruhem použití je studium zatížení působící na lidské tělo během denních aktivit.

Systémy mohou být využívány pro pomoc při výrobě ergonomických výrobků a pro úrazovou prevenci na pracovních místech se zvýšenou možností úrazu. V evropském výzkumném projektu ve spojení s universitou Ancona, Itálie, byla zjištěna nová metoda, která určuje transfer vybrací z nástroje na tělo.

S využitím těchto informací lze pak vytvářet nástroje přenášející menší množství vybrací na lidské tělo.

V budoucích projektech chce Novel spolupracovat s velkými výrobci na rozvíjení měřicího systému, který by byl integrovaný do umělého kloubu. Tento umělý kloub pak bude přenášet výstražné signály, pokud bude přetížen.

### **Principy senzorů**

V měřicích přístrojích se používají různé typy senzorů. Zde jsou rozlišeny dle fyzikálních principů, na kterých pracují:

Napětí měřící senzory, které mění svůj odpor následkem mechanické deformace vodiče, který je připevněný k trámku vystavenému ohybu. Změny délky vodiče a plochy příčného řezu jsou přímo úměrné jeho odporu. Tyto nízkonákladové senzory vykazují dobrou linearitu, ale vyžadují určitou deformaci svého nosiče (trámku), proto musí být používány opatrně.

Vodivostně-odporové senzory se skládají ze dvou plochých kroužků oddělených vodivou vrstvou uhlíku nebo inkoustu. Pod zátěží spojí vodivá vrstva dva kroužky a se zvyšováním tlaku postupně klesá odpor. Hlavní výhodou těchto senzorů je jejich malá tloušťka. Ukázalo se ale, že senzory mění svou citlivost po několikanásobném užití, tedy neposkytují příliš spolehlivé hodnoty. Nicméně pro řešení některých výzkumných problémů jsou dostačující.

Kapacitní senzory jsou složeny ze dvou elektricky vodivých vrstev oddělených stlačitelným dielektrickým materiálem, obvykle elastomerovou vrstvou. Pod vnější zátěží se elastomerová vrstva stlačí a změna ve vzdálenosti vodivých vrstev stejně jako změna permitivity dielektrika způsobuje změny kapacity senzoru a ta může být převedena na změnu napětí. Podmínkou je dobrá pružnost dielektrického materiálu, aby byly omezeny hysterezní jevy, které se projevují dočasným setrváváním materiálu v deformovaném stavu (pomalá reakce na změnu tlaku). Tím může být omezena snímkovací frekvence. U těchto systémů nebývá vyšší než 100 Hz, proto nejsou použitelné pro rychlé pohyby jako sprinty, skoky a podobně. Pro měření chůze je tato frekvence již uspokojivá.

Piezoelektrické senzory jsou vyrobeny z keramických materiálů. Piezoelektrický efekt popisuje jev, kdy se uvnitř materiálu při působení vnější síly elektrické dipóly na úrovni molekul natáčí tak, že na povrchu senzoru vytváří elektrický náboj. Pro měření se pak použije nábojový zesilovač, který převede náboje na napětí. Tyto materiály vykazují velmi nízké deformace a hysterezní jevy, proto jsou dobře použitelné pro vysokofrekvenční snímání. Nevýhodou je vysoká citlivost piezoelektrických materiálů na teplotu, pro kterou musí být přechovávány v určitých stálých podmínkách.

### 1.3 Technická data

#### *Plošina EMED-at*

Na FSpS MU používáme tenzometrickou desku Emed-at. Jedná se o podografickou plošinu fungující jako elektronický systém pro získávání a hodnocení informací o distribuci tlaku chodidla ve statických i dynamických podmínkách. Plošina od firmy Novel je opatřena kalibrovanými kapacitními senzory.

#### *Technické parametry plošiny:*

|                          |                                |
|--------------------------|--------------------------------|
| rozměry:                 | (582x340x20) mm,               |
| plocha pokrytá senzory:  | (360x190) mm <sup>2</sup> ,    |
| počet senzorů:           | 1377,                          |
| rozlišení:               | 2 senzory na cm <sup>2</sup> , |
| snímkovací frekvence:    | (25/30/50/60) Hz,              |
| rozsah tlaku:            | (10 – 990) kPa,                |
| přesnost:                | 7%,                            |
| hysterze:                | méně než 3%,                   |
| rozsah pracovní teploty: | (10 – 40)°C,                   |
| maximální celková síla:  | 67 kN,                         |
| délka přívodní šňůry:    | 5 m.                           |

Pro práci s plošinou je vyžadován operační systém Windows XP nebo 2000. Plošina začíná automaticky snímat data s prvním kontaktem nohy a plošiny. Data o měření plantárního tlaku z plošin jsou sbírána a zobrazována prostřednictvím emed – softwaru, který je dostupný v několika různých verzích od základní až po nejpokročilejší. Tato verze umožňuje:

- měřit a nahrávat tlak nohy ve statickém a dynamickém režimu
- přijímat data od tří kamer současně
- měřit chůzi z obou směrů
- automatické rozpoznání pravé a levé nohy
- zprůměrovat hodnoty vícenásobných měření
- zobrazit hodnoty tlaku ve dvou i trojrozměrném obrázku
- zobrazit linii kroku (centra tlaku), a to i trojdimenzionálně



- zobrazit odvíjení chodidla po jednotlivých časových okamžicích
- zobrazit a uložit informace z plošiny a z kamer synchronizovaně jako jeden kombinovaný soubor
- vytvořit obrázek maximálních tlaků
- zobrazit izobarický obrázek
- zobrazit graf závislosti tlaku, síly a plochy kontaktu na čase
- zobrazit časové integrály síly
- vytisknout obrázek s hodnotami plantárního tlaku v měřítku 1:1
- vkládat do souborů komentáře
- měřit délku a šířku nohy
- hlasitou komunikaci programu

Pro práci s naměřenými a uloženými daty je určen program *novel database essential*. Tento program poskytuje řadu tabulek s daty jednotlivých pacientů, která byla získána prostřednictvím systémů *emed*, *pedar* (měřicí vložka do boty) a *pliance* (plastická podložka deformující se a měřící deformace ve všech třech dimenzích), dále potom s ostatními informacemi o pacientech, jako jméno, věk, tělesné změřené či vypočítané parametry. Tento program také zprostředkovává přístup do dalších programů firmy novel, jako je například *novel foot report*, se kterým budeme při našem výzkumu pracovat.

Novel foot report poskytuje automatickou analýzu podografických měření ve formě posudku, kdy standardní posudek obsahuje analýzu tlaku v několika předem definovaných oblastech chodidla. Tento posudek je dostupný ve formátu html tak, aby se dal prezentovat a prohlížet v běžném webovém prohlížeči. Dále je možno vytvořit běžnou tištěnou verzi. Program také umožňuje vytvořit speciální lékařské verze výstupu.

## **2.2.6 Lidská noha, diagnostika a prevence**

**Autoři:** Mgr. Martin Zvonař, Ph.D., Mgr. Kateřina Lutonská, Mgr. Tomáš Vespalec, Mgr. Jaroslav Petr

**Anotace:** Publikace je zaměřena na lidskou nohu, její anatomii, patologie a jejich diagnostiku prostřednictvím plantografie. Závěr je věnován prevenci vzniku nemocné nohy.

**Annotation:** The book is focused on human foot, its anatomy, pathology and diagnosis through plantography. The end is devoted to prevention of ill legs.

**Klíčová slova:** podologie, pedobarografie, anatomie nohy, diagnostika nohy, systém emed

**Key words:** podology, pedobarography, foot anatomy, foot diagnosis, emed system

### **2. Plantografická diagnostika nohou**

V této kapitole detailně popíšeme průběh chůze a její zachycení a analýzu pomocí systému emed-at. V závěru kapitoly naleznete doporučení pro práci s plantografickou deskou.

#### **2.1 Pohyb nohou**

Můžeme rozlišit pět typů chůze: chůzi se špičkami přímo dopředu, která je nejvýhodnější pro správné odvíjení nohy, je ekonomická a málo únavná; chůzi se špičkami odkloněnými od osy do třiceti stupňů, která je považována za estetickou a z anatomického hlediska za normální, na rozdíl od chůze se špičkami odkloněnými více než o třicet stupňů, kde při odvíjení nohy dochází ke kroutivému pohybu v palcovém kloubu a následkem jeho rychlého opotřebování se palec postupně vbočuje; chůze se špičkami dovnitř je typická pro děti, které nemají dostatečně vyvinuté svalstvo a chůzí po vnější straně nohy chrání podélnou klenbu proti přetěžování; chůze indiánská se vyznačuje kroky v jedné přímce, je opět ekonomická, protože se práce rozděluje na větší množství svalových skupin a to i skupin trupu. (Řihovský, 1975)

Pohyby se provádějí pomocí různých svalových skupin přes klouby. Nejdůležitějším je kloub mezi holení a talusem. Pohyby nohy v tomto kloubu se dle jejich směru dělí na dorsalflex (napnutí), plantarflex (ohýbání), supinace (přiblížení směrem dovnitř) a pronace (pohyb směrem ven).

Pohybem nohy se zajišťuje:

- 1) přizpůsobení se povrchu během stání a chůze (mobile adapter)
- 2) zvedání a udržení těla (rigid lever)

V takzvané poloze mobile adapter jsou klouby nohy otevřené a uvolněné, noha je v pronaci a flexibilní. Následnou supinací se uzavře kloub, svaly nohy se napnou, noha se fixuje a přes Achillovu šlachu se uskuteční zvedání. To je funkce rigid lever.

Při chůzi se odvíjí noha od podložky počínaje patou přes chodidlo po palcovém a malíkovém paprsku nohy až po hlavičky metatarzů a prsty (zejména palec nohy) a pak opouští podložku (obr. 6).

Pohyb nohy při chůzi můžeme rozdělit do 4 fází:

1. fáze: dotek paty - supinace

Když se pata dotkne terénu, nastane mírná supinace a poté silná pronace.

Nejlépe je to vidět při běhu, při kterém je patní kloub uvolněný, otevřený.



2. fáze: zatížení - pronace

V okamžiku doteku terénu noha zůstává v uvolněné pozici. Tím získává možnost vyrovnávání sil a přizpůsobení se terénu.



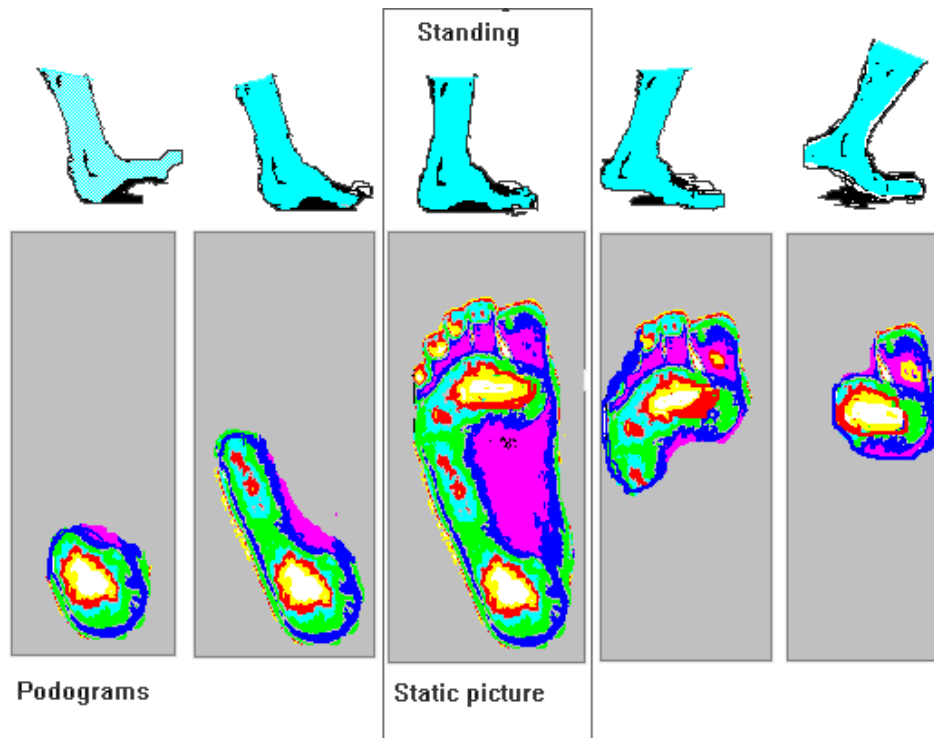
### 3. fáze: zatížení - pozice

Kloub se před vykročením napne a noha se dostává z neutrální polohy do polohy supinace.



### 4. fáze: nadzvednutí - supinace

Tato fáze vyústí v nadzvednutí těla, kloub se uzavře a noha se dostává do polohy supinace.



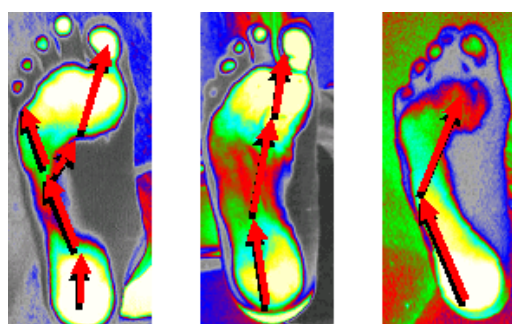
Obr. 6 : zobrazení fází odvíjení chodidla na pedobarometrickém zařízení

Obrázky dostupné na: <http://pedikom.cz/noha-a-jeji-nemoci/pohyb-nohou.html2>

### 2.1.1 Dráha síly zdravé nohy

Dráha síly neboli linie kroku u zdravé nohy probíhá přes střed paty, pokračuje přes vnější stranu nohy a metatarsální kosti. V těchto místech se vektor stáčí dovnitř. Přibližně 75% síly prochází I. a 25% V. metatarzální kostí. Zde se může člověk o nohu opřít, případně ji odstrčit od terénu. Při vadném postavení nohou dochází k porušení této optimální dráhy (obr. 7).

Při měření rozložení plantárního tlaku bylo zjištěno, že oblast pod II.-V. metatarzální kostí je přibližně rovnoměrně zatěžována. Tlak pod III. metatarzální kostí je obvykle vyšší oproti II. a IV. (Mittlmeier, Müller-Gerl, 2001).



Obr. 7: dráha síly na normální noze, ploché noze, noze s puchýřem (viz <http://pedikom.cz/noha-a-jeji-nemoci/pohyb-nohou.html>)

Snímky jsou zhotoveny pomocí optické podografie na přístroji firmy Pedikom. Ve srovnání s emed systémem, kterému se věnuje následující kapitola, neumožňuje přístroj dynamické měření. Směr síly se určí tak, že se spojí hlavní tlakové body na naměřeném tlakovém snímku. Vzniklý tvar se porovná s průběhem dráhy síly, které je považováno za korektní, pozorují se různé druhy změn dráhy síly, které vznikají v důsledku narušené statiky. V případě zborceného kotníku nebo ploché nohy se dráha síly posouvá k vnitřní hraně chodidla. U zborcené příčné klenby se dráha síly u narušené klenby nestáčí směrem k palci, ale k II. prstu.

## 2.2 Systém emed-at a principy měření (Novel, 2006)

Jedná se o plantografickou sensorickou plošinu fungující jako elektronický systém pro získávání a hodnocení informací o distribuci tlaku chodidla ve statických i dynamických podmínkách (obr. 8). Plošina od firmy novel je opatřena kalibrovanými kapacitními senzory.

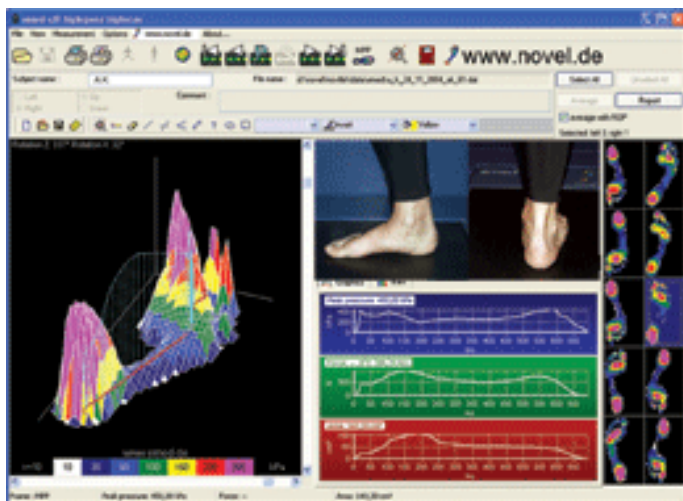


Obr. 8: plošina emed-at (viz [http://www.novel.de/pdf/flyer/eng/emedATM\\_eng.pdf](http://www.novel.de/pdf/flyer/eng/emedATM_eng.pdf))

Technickými parametry této plošiny jsou:

|                          |                                |
|--------------------------|--------------------------------|
| rozměry:                 | (582x340x20) mm,               |
| plocha pokrytá senzory:  | (360x190) mm <sup>2</sup> ,    |
| počet senzorů:           | 1377,                          |
| rozlišení:               | 2 senzory na cm <sup>2</sup> , |
| snímkovací frekvence:    | (25/30/50/60) Hz,              |
| rozsah tlaku:            | (10 – 990) kPa,                |
| přesnost:                | 7%,                            |
| hysterze:                | méně než 3%,                   |
| rozsah pracovní teploty: | (10 – 40)°C,                   |
| maximální celková síla:  | 67 kN,                         |
| délka přívodní šňůry:    | 5 m.                           |

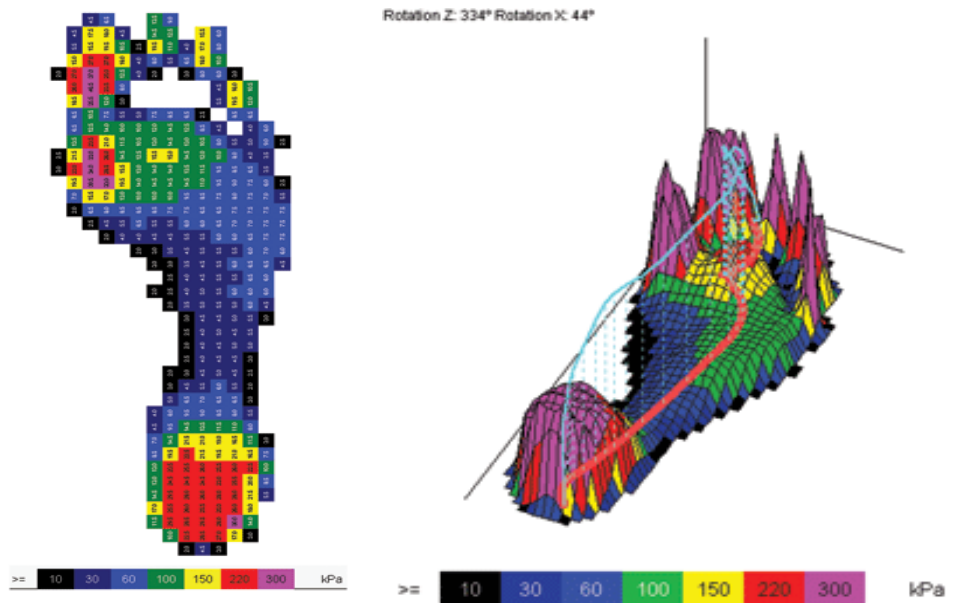
Pro práci s plošinou je vyžadován operační systém Windows XP nebo 2000. Plošina začíná automaticky snímat data s prvním kontaktem nohy a plošiny. Data o měření plantárního tlaku z plošin jsou sbírána a zobrazována prostřednictvím emed – softwaru (obr. 9), který je dostupný v několika různých verzích od základní až po nejpokročilejší.



Obr. 9: znázornění programových možností na obrazovce (viz [http://www.novel.de/pdf/flyer/eng/emedATM\\_eng.pdf](http://www.novel.de/pdf/flyer/eng/emedATM_eng.pdf))

Tato verze umožňuje:

- měřit a nahrávat tlak nohy ve statickém a dynamickém režimu
- přijímat data od tří kamer současně
- měřit chůzi z obou směrů
- automatické rozpoznání pravé a levé nohy
- zprůměrovat hodnoty vícenásobných měření
- zobrazit hodnoty tlaku ve dvou i trojrozměrném obrázku (obr. 10,11)
- zobrazit linii kroku (centra tlaku), a to i trojdimenzionálně
- zobrazit odvíjení chodidla po jednotlivých časových okamžicích
- zobrazit informace z plošiny a z kamer synchronizovaně a uložit je jako jeden kombinovaný soubor
- vytvořit obrázek maximálních tlaků
- zobrazit izobarický obrázek
- zobrazit graf závislosti tlaku, síly a plochy kontaktu na čase
- zobrazit časové integrály síly
- vytisknout obrázek s hodnotami plantárního tlaku v měřítku 1:1
- vkládat do souborů komentáře
- měřit délku a šířku nohy
- hlasitou komunikaci programu



Obr. 10: výsledný obraz tlakového pole na plošce chodidla

Obr. 11: znázornění výsledného tlakového 3D modelu chodidla

Obrázky dostupné na: [http://www.novel.de/pdf/flyer/eng/emedATM\\_eng.pdf](http://www.novel.de/pdf/flyer/eng/emedATM_eng.pdf)

Pro práci s naměřenými a uloženými daty je určen program *novel database essential*. Tento program poskytuje řadu tabulek s daty jednotlivých pacientů, která byla získána prostřednictvím systémů *emed*, *pedar* (měřicí vložka do boty) a *pliance* (plastická podložka deformující se a měřící deformace ve všech třech dimenzích), dále potom s ostatními informacemi o pacientech, jako jméno, věk, tělesné změřené či vypočítané parametry. Tento program také zprostředkovává přístup do dalších programů firmy *novel*, jako je například *novel foot report*.

*Novel foot report* poskytuje automatickou analýzu pedografických měření ve formě posudku. Standartní posudek obsahuje analýzu tlaku v několika předem definovaných oblastech chodidla. Tento posudek je dostupný ve formátu html tak, aby se dal posílat a prohlížet na internetu, nebo je také možno vytvořit tradiční tištěnou verzi. Navíc jsou také dostupné speciální lékařské verze.

*Emed* systém se aktuálně používá v diabetických klinikách, dále je využíván pediatry, ortopedy, zdravotními, fyzioterapeutickými centry, sportovními fakultami. Na Fakultě sportovních studií v Brně vlastní plošinu *emed-at* katedra kineziologie.



### 2.2.1 Fyzikální veličiny ve spojení s pedobarometrií

Nejčastěji pracujeme s veličinami síla a tlak. *Síla* vyjadřuje vzájemné působení dvou a více objektů. Toto působení může být prostřednictvím přímého kontaktu (např. tření, odpor prostředí) nebo prostřednictvím silového pole (elektrická a magnetická síla, gravitační síla). Sílu značíme písmenkem  $F$ . Základní jednotkou síly je newton se značkou N, přičemž její rozměr je  $\text{kg} \times \text{m/s}^2$ .

*Tlak* je fyzikální veličina označovaná symbolem  $p$  (z anglického *pressure*), vyjadřující poměr velikosti síly  $F$ , působící kolmo na rovinnou plochu a rovnoměrně spojitě rozloženou po této ploše, a obsahu této plochy  $S$ , tedy  $p=F/S$ . Mezinárodní jednotkou je pascal (Pa). (Wikipedia, 2010)

### 2.2.2 Senzory a snímací frekvence

Při výběru měřicího zařízení, musíme zvážit předpokládané hodnoty tlaku a zátěžové rychlosti, abychom zajistili správnou funkčnost senzorů a tím i celého systému. Měřicí frekvence by měla být dostatečně vysoká na to, aby správně zachytila změny měřených parametrů. Pro chůzi je zpravidla dostačující frekvence 25 až 50 Hz, zatímco při běhu by se za stejné snímací frekvence větší přírůstek síly nezobrazoval příliš přesně. Také prostorové rozlišení senzorů je určující pro výši znázorněného tlaku. Čím menší je hustota senzorů, tím vyšší jsou zpravidla naměřené hodnoty měřeného tlaku. Výsledky z komerčních měřicích desek (platform), které mají 1 až 9 senzorů na čtvereční centimetr (rozlišení 10 x 10 mm až 3 x 3 mm), nejsou proto přímo srovnatelné. Proto by mělo být vždy udáno, s jakou frekvencí, a s jakou hustotou senzorů bylo měřeno.

### 2.2.3 Měření se systémem emed

Po zjištění a evidenci základních dat o pacientu se provádí základní statické vyšetření na plantografické desce ve stoje, kde se zjišťuje rozložení zátěže chodidel při stoji. Výsledkem je plantogram, kde je pomocí barevného spektra znázorněna intenzita zatížení. Vyšší tlak je vyznačen teplými barvami. Dále se zobrazí absolutní zátěž obou končetin v procentech.

Následuje měření tlaků při chůzi. Vlastní měření provádíme po instruktáži a několika zkouškách. Je důležité, aby se vyšetřovaný uvolnil, šel přirozeně, plynule a díval se dopředu. Na obrazovce můžeme sledovat rychlost chůze (doba kontaktu chodidla

s měřicí deskou). Při studiu počtu pokusů potřebných pro zajištění přijatelné reliability bylo zjištěno, že je žádoucí změřit alespoň tři pokusy (program umožňuje zprůměrovat všechny tři a vytvoří jeden výsledný obraz).

Výsledkem měření je tzv. „nožní sken“, což je sumace tlaků celé nohy v kontaktní fázi s podložkou. Dále můžeme srovnávat stejné fáze obou nohou vedle sebe a další průběh chůze (dopad, střední stoj, odraz). Program také umožňuje vytvořit z naměřených hodnot 3D grafiku a analýzu, zastavení děje, nucený posun - to vše s pomocí časové osy. Důležitým prvkem je také znázornění osy pohybu a těžiště. Při každém měření je třeba vnímat celý pohybový aparát vyšetřované osoby. (Havrda, 2004)

Následující kritéria by měla být při měření dodržena.

### 1) Lávka

Plošina by měla být pokud možno zapuštěna do lávky, aby z lávky pacient plynule přešel na plošinu (obr. 12). Následně se doporučuje zakrýt celou lávku (např. tenkou vrstvou koženky), aby testovaná osoba nevěděla, na kterém místě se plošina nachází. Tímto způsobem docílíme toho, aby se proband nepokoušel cíleně trefovat senzorickou desku. Doporučuje se používat 7m dlouhou a 1,2m širokou lávku, kde po přibližně 4-0,76 metrech bude umístěna senzorická deska. Jen s tímto opatřením je možné osoby měřit v přirozené chůzi, bez nežádoucích projevů při zrychlení či zaváhání.



Obr. 12: zapuštění plošiny emed do lávky (viz [http://www.novel.de/pdf/flyer/eng/emedX\\_eng.pdf](http://www.novel.de/pdf/flyer/eng/emedX_eng.pdf))

### 2) Metoda prvního, druhého či třetího kroku

Testovaná osoba stojí před senzorickou deskou, prvním krokem došlapuje na desku a dále pokračuje několik kroků za desku. Tato metoda sice neodpovídá volné chůzi, přesto

poskytuje velmi dobré reprodukční hodnoty. Tento postup měření je zejména vhodný v omezených prostorech.

Studie výzkumných metod pro pedografické plošiny srovnávaly, kterým krokem by měla měřená osoba dosáhnout podložky měřící tlak. Výsledkem bylo zjištění, že pro měření různých parametrů lze doporučit různé metody – například pro zjištění nejvyššího tlaku v dané oblasti, stačí na plošinu došlápnout už prvním krokem. Při měření časových integrálů tlaku se doporučuje přesnější měření druhým krokem, protože jeho výsledky vysoce korelují s výsledky tříkrokového experimentu, avšak dvoukrokový je méně náročný pro měřené osoby z hlediska přesného umístění došlapu na plošinu. (S.A. Bus, A. de Lange, 2005)

### **3) Příprava měření**

Pro dobrou diagnózu a správné posouzení chodidla by měla testovaná osoba během měření být na boso, či v tenkých ponožkách. Před samotným měřením požádejte probanda o opakovanou chůzi po lávce tak, aby se docílilo přirozené chůze. Dále nechejte probanda startovat jen z jedné strany lávky a přitom zaznačte jeho výchozí pozici. Dle došlapu změňte výchozí pozici tak, aby proband byl ve správné vzdálenosti od měřící desky a přirozenou chůzí došlápl na střed desky. Při testování můžete zaznamenat vzdálenost mezi výchozí pozicí a deskou, počet kroků potřebných k dosažení desky.

### **4) Rychlost chůze**

Rychlost chůze při měření by měla odpovídat normální chůzi v běžném životě. Většinou to trvá několik minut, než se testovaná osoba dostatečně a přirozeně uvolní. V ideálním případě se může rychlost chůze změřit a zaznamenat (např. pomocí světelných závor). V průběhu měření může nastat situace, kdy se rychlost chůze s přibývajícimi pokusy zvyšuje. Toto je samozřejmě nežádoucí a musí se dbát na to, aby se proband na začátku měření cítil přirozeně. Samotná rychlost by neměla kolísat více než o 5%.

### **5) Držení těla**

Testovaná osoba by měla mít uvolněné držení těla a paže by se měly přirozeně pohybovat podél těla. Proband by měl mít přirozený pohled vpřed a nedívat se na lávku či desku, čímž se zabrání nepřirozenému rozložení tlaku. Emed systém je velmi citlivé

měřící zařízení, které na takovéto změny reaguje. Doporučuje se nalepit dva barevné proužky na protilehlou stěnu, podle kterých se testovaná osoba orientuje při došlapu pravou, respektive levou nohou.

## **2.2.7 Pohybová aktivita a zdraví nohy z pohledu plantografie**

**K. Kolářová, M. Zvonář**

Fakulta sportovních studií, Katedra kineziologie, Masarykova univerzita, Brno, ČR

### **Abstrakt**

Příspěvek je průřezem našich výzkumů v oblasti plantárního tlaku u několika specifických skupin dětské i dospělé populace. Společným prvkem těchto výzkumů je vliv sportovních činností či naopak nečinnosti a s ní spojených důsledků na stav nohou. Stav nohy je posuzován na základě plantografického vyšetření z hlediska odchylek naměřených hodnot a vzorců od normálního stavu. V tomto smyslu jsme analyzovali sportující dívky na víceletém gymnáziu, dvě skupiny karatistů cvičících na různém povrchu, z nespportujícího protipólu potom skupinku obézních probandů a skupinu těhotných žen, simulujících v jistém směru centrální obezitu.

### **Abstract:**

The article is an overview of our researches on plantar pressure in various specific groups of children and adults. A common feature of these studies was the impact of sports activities or, conversely, impact of inaction and its associated consequences to feet state. Foot state is assessed on the base of plantographic examination when measured values and deviations from normal patterns are studied. This way we analyzed grammar school girls, then two groups of karate trainees who exercise on different surfaces and from the counterpart a little group of obese probands and a group of pregnant women from certain point of view simulating a central obesity.

**Klíčová slova:** kineziologie, plantografie, sportovní režim, emed

### **Úvod**

Dynamická plantografie je diagnostická metoda, která využívá tlakovou plošinu, případně pás nebo speciální vložky do bot k měření rozložení tlaku pod ploškou, obvykle při chůzi či různých modifikacích stoje. Využití dynamická plantografie nachází především v rámci základního výzkumu chůze či běhu, vzpřímeného stoje a jejich

modifikací. Uplatňuje se v obuvnictví, v klinických aplikacích jako jsou ortopedie, neurologie, rehabilitace či protetika a ortotika, dále ve sportovní medicíně a sportovním tréninku.

Na FSpS v Brně máme k dispozici tlakovou plošinu emed – at, pomocí které provádíme základní výzkum chůze u specifických skupin populace. V dosavadních výzkumech jsme studovali hodnoty plantárního tlaku a jeho rozložení u dívek všech ročníků víceletého gymnázia, u kterých hlavním rozlišujícím parametrem byl druh převažující volnočasové aktivity, dále dvě skupiny karatistů cvičících na parketách a na tatamech, tedy různě tvrdých cvičebních površích, třetího a čtvrtého výzkumu se účastnili obézní pacienti navštěvující výživovou poradnu a těhotné ženy, u nichž hlavním faktorem, působícím na plantární tlak, byla zvýšená či zvyšující se tělesná hmotnost.

### **Cíle**

Cílem našich výzkumů bylo prokázat a posoudit výraznější odchylky v rozložení či hodnotách plantárního tlaku v důsledku provozování určité sportovní aktivity, v důsledku pohybu na určitém cvičebním povrchu nebo v důsledku zvýšené tělesné hmotnosti.

### **Metodika a soubory**

Plantární tlak byl měřen na plantografické plošině emed, a to v dynamickém módu, tedy při chůzi. Při měření byla použita metoda třetího kroku (Bus, de Lange, 2005), což znamená, že proband došlápl na plošinu třetím krokem od zahájení chůze, a v následné analýze bylo počítáno vždy s průměrem tří až pěti (Rosenbaum, 2006) měření pro každou nohu probanda.

Ke zpracování naměřených dat je určen speciální software od firmy novel, který umožňuje získat nejrůznější informace. Od základního výstupu - trojdimenzionálního obrázku chodidla s barevně odstupňovanou škálou hodnot maximálních tlaků na příslušných místech - přes sloupcové grafy maximálních či průměrných hodnot sil, tlaků nebo ploch kontaktu ve zvolených oblastech chodidla, tabulky doby trvání kontaktu jednotlivých oblastí s podložkou, až po zobrazení časových závislostí sledovaných parametrů v každé oblasti zvlášť, zobrazení způsobu distribuce síly a tlaku v chodidle, linie kroku a podobně.

V našich výzkumech jsme se zaměřili především na maximální a průměrné hodnoty tlaku v desíti oblastech chodidla, velikosti ploch vybraných oblastí, případně dobou kontaktu chodidla a jeho částí s podložkou.

Výzkumu vlivu sportovních aktivit na plantární tlak se zúčastnilo celkově 110 dívek z Gymnázia Šlapanice ve věku 11 až 20 let. Sběr dat proběhl na jaře roku 2010, ke zjištění druhu převažující sportovní aktivity a cvičebních povrchů bylo užito dotazníkové metody.

Vliv cvičebního povrchu v úpolových sportech na plantární tlak se měřil se skupinou 16 karatistů ve věku od 18 do 40 let, z nichž 8 pravidelně cvičilo karate na parketách a 8 na tatamech. Sběr dat proběhl ve dvou různých tělocvičnách v Brně v zimě roku 2009.

Výzkum plantárního tlaku u obézních pacientů se uskutečnil na jaře roku 2009, opakované měření – úvodní a závěrečné po 4 měsících, kdy probandi oproti očekávání ještě mírně zvýšili svou hmotnost - proběhlo v Poradně pro zdravou výživu a odvykání kouření v Masarykově onkologickém ústavu na Žlutém kopci v Brně. Zúčastnilo se jej pouze 5 probandů průměrného věku 59,6 let, takže výzkum získal spíše charakter případové studie.

Sběr dat pro výzkum vlivu změny tělesné hmotnosti v těhotenství na plantární tlak byl zahájen na podzim roku 2009 a stále pokračuje. Výsledky zmíněné v tomto článku byly získány z měření 11 těhotných žen ve věku od 25 do 30 let. Byly porovnávány hodnoty z raného stádia těhotenství a z měření několik dní před porodem.

## **Výsledky**

Z měření dívek studujících na gymnáziu bylo získáno mnoho dat, avšak ta většinou zapadala do průměru. Důkazů o ovlivnění plantárního tlaku konkrétní sportovní aktivitou či cvičebním povrchem tedy z tohoto obecného výzkumu vyšlo poskrovnu. Nejvíce se u dívek, vykonávajících určité sporty lišil tlak či plocha v přední části nohy v oblasti prstů a metatarsů. Co se týče zadní části chodidla, z naměřených hodnot jsme zjistili, že plavkyně mívají při chůzi v porovnání s ostatními žákyněmi výrazně vyšší maximální tlak pod patami. V oblasti podélné klenby jsme v porovnání s ostatními našli zvýšený tlak u dívek cvičících na betonu a tartanu. U dívek věnujících se florbalu se vyskytoval výrazně vyšší tlak pod palci. Obecně nižší tlak pod metatarzálními hlavami byl zaznamenán u dívek, které jako svou hlavní pohybovou aktivitu uvedly chůzi. Ohledně velikostí plochy kontaktu jednotlivých částí chodidla s podložkou byl učiněn

zajímavý náleží větší plochy prstů u dívek jezdících na klasických i in-line bruslích, ale také u tanečnic a běžkyň.

Ve výzkumu vlivu cvičebního povrchu na plantární tlak v úpolových sportech jsme u skupiny karatistů, cvičících vždy na parketách, našli v porovnání s karatisty cvičícími na tatamech vyšší hodnoty maximálních tlaků pod podélnou klenbou. Maximální tlak pod metatarzálními hlavami byl u cvičenců na parketách více rozprostřen oproti těm, kteří cvičili na tatamech a kteří maximální tlak měli více soustředěný do oblasti II. a III. metatarzální hlavy. U karatistů, cvičících na parketách bylo také zaznamenáno větší a déle trvající zatížení palců, naopak kratší zatížení paty a přední části nohy v oblasti metatarsů.

Změny plantárního tlaku v rámci dvou měření obézních probandů byly poměrně malé a v takto malém vzorku různorodé a prakticky nezobecnitelné. Mírný nárůst hmotnosti v průměru o 1,84 kg se však ve skupině projevil spíše poklesem maximálních tlaků, především v oblasti paty, oblasti podélné klenby a většiny metatarzálních hlav. Bylo také zaznamenáno prodloužení doby odvíjení chodidla.

Při porovnání závěrečného měření těhotných žen s měřením počátečním, mezi nimiž se hmotnost žen zvýšila v průměru o 9,2 kg, byly zaznamenány vyšší hodnoty průměrného tlaku v téměř všech oblastech chodidla (nejvýrazněji na patě, I.-III. metatarzální hlavě a pod palci) – výjimku tvořila V. metatarzální hlava a laterálně položené tři prsty, kde se průměrný tlak snížil. Co se týče maximálních hodnot tlaku, ty se snížily pod patou, IV. a V. metatarsem a laterálními prsty. Zvýšení maximálních hodnot tlaku bylo pozorováno v oblasti podélné klenby, pod prvním metatarsem a palcem. Při měření velikostí ploch kontaktu jednotlivých oblastí chodidla s podložkou bylo zjištěno, že v průběhu těhotenství u žen došlo ke zvětšení ploch kontaktu ve všech oblastech, nejvýrazněji v oblasti paty a podélné klenby. Také došlo ke zpomalení navyklého způsobu chůze, neboť byla ke konci těhotenství zjištěna delší průměrná doba odvíjení celého chodidla.

## **Diskuze**

Z výsledků měření dívek na gymnáziu a zjišťování vlivu sportovních aktivit na plantární tlak vyplynulo, že dívky, provozující sportovní aktivity ve vodě, chodí rázněji, čímž zvyšují maximální tlak na patě. Vyšší maximální tlak pod podélnou klenbou naměřený u dívek cvičících na betonu a tartanu by mohl poukazovat na špatný vliv těchto povrchů na stav nohy, je ovšem paradoxní, že jeden z povrchů je tvrdý a druhý měkký, jejich



charakter je tedy poměrně odlišný. Tento poznatek by si zasloužil podrobnější výzkum. Zvýšení plochy prstů, tedy jejich výraznější zapojení do odvíjení chodidla u bruslících dívek, tanečnic a běžkyň (za předpokladu, že běhají v terénu), je zřejmým důsledkem aktivit, při kterých je nutno stále pracovat na udržení rovnováhy ve všech směrech k čemuž prsty pomáhají aktivním zapojením i pasivně zvětšováním plochy opory.

Vyšší tlak v oblasti podélné klenby u karatistů cvičících na parketách by v tomto případě mohl poukazovat na špatný vliv pohybu na tvrdém povrchu na stav klenby. V oblasti metatarsů by více rozprostřený maximální tlak na metatarzálních hlavách mohl znamenat zdravější rozložení působících sil, avšak dle výzkumu Kanatliho (2008) mají být síly rozprostřeny spíše při statickém měření ve stoji. Při dynamickém měření chůze je u zdravých jedinců vykazován nejvyšší maximální tlak v oblasti II. a III. metatarsu, což opět ukazuje na lepší stav příčné klenby u karatistů cvičících na tatamech. U karatistů cvičících na parketách však bylo zaznamenáno zdravější výraznější dokončování odvíjení chodidla odrazem přes palec, zatímco karatisti z tatamů zapojovali palec minimálně.

Pokles maximálních tlaků při přírůstku hmotnosti u skupinky obézních probandů je v rozporu s výsledky, ke kterým došli ostatní autoři, totiž že při dynamickém měření obézních osob se objevuje vyšší tlak pod podélnou klenbou a většinou metatarsů (Hills, 2001; Dowling, 2004; Birtane, 2004), v jednom také upozorňují na zvýšený tlak v oblasti paty (Monteiro, 2010). V těchto výzkumech ale probandy porovnávali s kontrolní skupinou s normálním BMI, kdežto my jsme porovnávali dva ne příliš rozdílné stavy stejných probandů. Snížení maximálních tlaků tedy vysvětlujeme pouze malou změnou hmotnosti a změnou (přizpůsobením) vzorce chůze, což znamená snížení rychlosti a výšky chůze, čímž se zmenší rázy a tím i maximální tlaky v daných oblastech chodidla.

Zvýšení průměrných tlaků ve většině oblastí chodidla těhotných žen přičítáme zvýšení tělesné hmotnosti, ale i změně způsobu chůze příklonem na mediální stranu přední části chodidla, což vysvětluje snížení průměrných tlaků v jeho laterální části. Tento příklon na mediální stranu měl za následek taktéž snížení maximálních tlaků na straně laterální. Zvýšení maximálního tlaku v oblasti podélné klenby může naznačovat zhoršování jejího stavu. Nejvíce znatelné zvýšení průměrného i maximálního tlaku bylo zaznamenáno na palci, což signalizuje snížení výšky kroku, posun těžiště těla dopředu a potom i výraznější zapojení palce při odrazu do dalšího kroku. Zvětšení plochy kontaktu, nejpatrnější pod podélnou klenbou, přičítáme zvýšení tělesné hmotnosti a zplošťování

nohy. Zvětšení plochy chodidla a zvýšení maximálního tlaku v oblasti podélné klenby těhotných také odpovídá výsledkům výzkumů dalších autorů (Nyska, 1997; Gaymer, 2009; Karadag – Saygi, 2010), v jednom z těchto výzkumů (Nyska, 1997) byl však zjištěn pokles maximálního tlaku pod I. metatarssem a vzestup pod metatarssem IV. a V., tedy opačný trend než u našich probandek. Budeme tento trend sledovat při zvyšování počtu testovaných osob, avšak doposud byly naše výsledky v tomto směru zcela jednoznačné.

### **Závěr**

Při výzkumech plantárního tlaku u různých pohybově aktivních či naopak pasivních skupin dospělé i dětské populace jsme dospěli k závěrům, že pohyb na tvrdých površích, jako je beton či parkety, může negativně ovlivnit stav nožních kleneb. Paradoxně podobný výsledek vyšel i u tartanu.

Dále jsme zjistili, že mírné zvýšení tělesné hmotnosti u již obézního člověka nemusí vést ke zvýšení maximálních tlaků na chodidle, ale spíše ke změně vzorce chůze tak, aby větším rázům a tedy vyšším maximálním tlakům zamezil.

Při měření plantárního tlaku u těhotných žen bylo zjištěno, že při výraznějším hmotnostním přírůstkem, který doprovází těhotenství, dochází ke zdatelným změnám průměrných i maximálních hodnot i způsobu distribuce plantárního tlaku na chodidle, což může vést až ke zhoršení stavu podélné klenby a zplošťování nohou těhotných žen.

### **Literární zdroje:**

BIRTANE, M.; TUNA, H. 2004. *Clinical biomechanics vol. 19*. The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults, Physical Medicine and Rehabilitation Department of Trakya University Hospital, Edirne 2004

BUS, S. A., DE LANGE, A.. 2005. *Clinical biomechanics vol. 20*. A comparison of the 1-step, 2-step and 3-step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot, Amsterdam: University of Amsterdam, 2005. ISSN 0268-0033

DOWLING A. M. et al. 2004, *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders vol. 28*. What are the effects of obesity in children on plantar pressure distributions, Biomechanics Research Laboratory, Department of Biomedical Science, University of Wollongong, Wollongong, 2004

GAYMER C. et al. 2009, Foot vol. 19 Midfoot plantar pressure significantly increases during late gestation. Warwick Orthopaedics, University of Warwick, Clinical Sciences Research Institute, Coventry, 2009

HILLS A. P. et al. 2001, International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders vol. 25. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. School of Human Movement Studies, Queensland University of Technology, Brisbane, Queensland, 2001

KANATLI U. et al. 2008, Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica vol.42. Pressure distribution patterns under the metatarsal heads in healthy individuals, Department of Orthopedics and Traumatology (Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı), Medicine Faculty of Gazi University, Ankara, 2008

KARADAG-SAYGI E. et al. 2010, Foot and Ankle International vol. 31 Plantar pressure and foot pain in the last trimester of pregnancy. Marmara University Hospital, Physical Medicine And Rehabilitation, Altunizade-Uskudar, Istanbul, 2010

NYSKA M. et al. 1997, Israel Journal of Medical Sciences vol. 33 Planter foot pressures in pregnant women. Department of Orthopedic Surgery, Hadassah University Hospital, Ein Kerem, Jerusalem, 1997

ROSENBAUM D., 2006. Plantar pressure distribution measurements for the assessment of foot function: Technical Background, Recommendations for Data Collection and Processing, and Clinical Applications In Emed scientific meeting, München

## 2.3 Aplikace trojdimenzionální kinematické analýzy ve sportu

### 2.3.1 Kinematická analýza chůze

**Autoři: Zdenko Reguli, Martin Sebera, Martin Zvonař**

Fakulta Sportovních Studií MU Brno

Identifikací člověka na základě chůze se zabývají psychologové nebo technici s různým zaměřením. Předpokládáme, že možnosti rozpoznat člověka podle jeho chůze se značně rozšíří pohledem kinantropologie. Protože i chůze je tím pohybem člověka, který má kinantropologie zkoumat. Ostatní technické i humánní vědy by měli být podpůrné v takovém výzkumu.

V současnosti jsou (a víc s výhledem do budoucnosti) silící důvody pro identifikaci člověka a to zejména ve dvou oblastech:

- kriminalistika
- bezpečnost

V kriminalistice je použití zřejmé. Pachatelé trestních činů mohou být identifikováni a z trestné činnosti usvědčeni i pomocí identifikace z nějakých stop (trasologie), nebo zvukového, či obrazového záznamu. Stále rostoucí požadavky na osobní, či společenskou bezpečnost, zabezpečení a ochranu majetku posouvají hranice bezpečnostních technologií. Nové metody automatického rozpoznávání člověka umožní lépe chránit majetek. Předpokládáme, že nové technologie umožní, například automatický vstup do objektů po rozpoznání oprávněné osoby apod.

Kromě již známé a v kriminalistice běžně používané daktyloskopické metody jsou s různým úspěchem zkoumány i jiné metody automatického rozpoznávání člověka, například identifikace:

- hlasu
- písma
- tváře
- siluety postavy
- pohybu

- gestiky
- chůze

Pro dostatečné rozpoznání osoby je nutné vybrat takový identifikátor, který umožní sesbírat v krátkém čase dostatečné množství informací o znacích, kterých sumace je tak jedinečná, že umožní relativně jednoznačně posoudit, zda jinou sumu informací o znacích je možno považovat za stejnou. U tváře je takových znaků mnoho, ale mnoho znaků bývá běžnou produkcí (oblečení, makeup, atd.) chtě, nebo nechtě maskováno. Podobně je tomu i u siluety postavy. Hlas, nebo písmo je někdy těžké získat a obě metody vyžadují specifickou, aktivní činnost. Různé druhy pohybů se setkávají, na rozdíl od rozpoznávání statických souborů znaků, s technickými problémy. Chůze je nejběžnějším lidským pohybem. Pohybový vzor chůze je u člověka utvářen v raných fázích motorického vývoje.

První psychologické pokusy s rozeznáváním pohybových vzorců provedl již Johansson (1973). Snažil se zjistit, jaké jsou důležité body lidského těla, které lidé používají při identifikaci jiných lidí. Na jeho pokusy v posledních letech navázal například Sumi (2006). Stevenage, Nixon a Vince (1999) se také zabývali otázkami rozpoznávání chůze člověka pokusnými osobami. Předpokládají, že strategie, které používají lidé k běžnému rozpoznávání jiných pohybů lidí mohou být do jisté míry použité i pro automatické rozpoznávání.

Je známých několik pokusů o automatické rozpoznávání osoby podle chůze. Greneker, Bobick, Geisheimer a Marshal (Cristol, 2003, Rothstein, 2003) využili radarové zařízení, které do jisté míry dokáže určit člověka až do vzdálenosti kolem 150 metrů s úspěšností až 80% u omezené skupiny probandů.

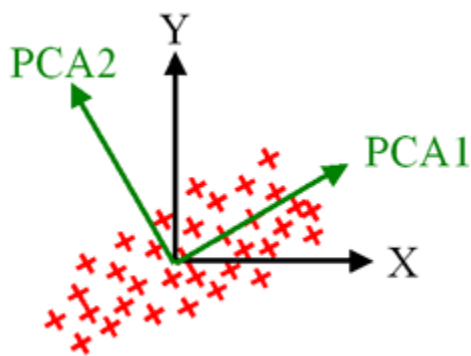
Ekinci (2006) se v posledních letech zabývá precizováním technologií zaměřených na rozpoznávání stylu chůze podle binarizovaných siluet. Metody, které již byly použity, nevykazují dostatečnou rozpoznatelnost. Je potřeba neustále hledat další metody, které by vykazovaly menší počet chyb. Využijeme kinematickou 3D analýzu pohybu pomocí systému SIMI Motion. Zpracování obrazu systémem SIMI Motion ([www.simi.com](http://www.simi.com)) je prováděno za účelem kinematické 3D analýzy, která přispívá k přesnému a podrobnému posouzení sportovní techniky s možností odhalení slabých i silných stránek v technickém provedení pohybu. Následný rozbor může ve sportu poukázat na klíčové

faktory ovlivňující sportovní výkon. Od roku 2006 byly na Fakultě sportovních studií MU provedeny analýzy v několika atletických disciplínách, rychlobruslení, v úpolech, tenise, softballu, baletu, basketbalu, gymnastice a lyžování. Nabyli jsme dostatek zkušeností pro vytvoření metod pro analýzu a identifikaci člověka pomocí chůze.

V našem příspěvku se pokusíme spojit několik algoritmů, které nám pomohou vytvořit matematický model obecného pohybu (např. chůzi). Tento matematický model posléze použijeme pro identifikaci a rozpoznání jednotlivých pohybujících se objektů. Lidská chůze je cyklický pohyb a může být aproximována Fourierovým rozvojem, resp. pomocí wavelet funkcí. Aplikováním Analýzy hlavních komponent na Wavelet reprezentaci získáme základ pro náš lineární model.



Obr. 1 SIMI



Obr. 2 Analýza hlavních komponent



Obr. 3 Databáze

Systémem SIMI provedeme identifikaci bodů v 3D prostoru a v čase. Budeme identifikovat např. 13 tzv. bifrukačních bodů. Máme-li vyjádřen každý bod 3 souřadnicemi, dostáváme celkem 39 údajů. Na každý bifrukační bod pak nahlížíme jako na časovou řadu, tedy se dostáváme do teorie analýzy signálů, což představuje účinný prostředek ke zkoumání vlastností reálných systémů. Metod pro vyhodnocení těchto signálů je velké množství. My se zaměříme na metody analýzy signálů vycházející z transformace wavelet, které se uplatňují v případech, kdy nevystačíme s výsledky frekvenční analýzy signálů, ale potřebujeme frekvenční analýzu provádět i v závislosti a čase. Jsou převážně vhodné pro zkoumání neperiodických tj. nestacionárních signálů.

### **Fourierovy řady**

Fourierova transformace je matematický postup, který umožňuje vyjádřit spojitou periodickou funkci pomocí funkcí sinus a kosinus. Periodický signál libovolného tvaru můžeme rozložit na jednotlivé harmonické složky pomocí Fourierovy řady. Kmitočty harmonických složek jsou celistvými násobky kmitočtu periodického signálu. Harmonickou složku, která má kmitočet signálu, nazýváme 1. harmonická. Periodický signál  $s(t)$ , který má periodu  $T$  můžeme rozložit na stejnosměrnou složku  $a_0$  a na řadu sinusových a kosinusových složek pomocí vztahu (1). Stejnosměrná složka  $a_0$  vyjadřuje střední hodnotu signálu a u symetrických signálů vůči nule má nulovou hodnotu.

$$s(t) = a_0 + a_1 \cdot \cos(\omega_1 t) + a_2 \cdot \cos(2\omega_1 t) + \dots + a_n \cdot \cos(n\omega_1 t) + b_1 \cdot \sin(\omega_1 t) + b_2 \cdot \sin(2\omega_1 t) + \dots + b_n \cdot \sin(n\omega_1 t) \quad (1)$$

kde

$\omega = 2\pi / T = 2\pi f_1$  [rad], je kmitočet první harmonické signálu.

$n$  je počet členů použitých k vyjádření funkce s požadovanou přesností;

$a_0$  je stejnosměrná složka signálu;

ak, bk jsou koeficienty určující amplitudy kosinusových a sinusových složek.

Použitím Fourierovy transformace 2. řádu na vzor našeho pohybu  $s_n(t)$  získáme 3D Fourierovu reprezentaci  $w_n$ . Použijeme 5 koeficientů  $a_0, a_1, a_2, b_1, b_2$  a výsledkem bude 195-ti dimenzionální vektor (13 sledovaných bodů  $\times$  3 souřadnice v prostoru  $\times$  5 souřadnic z Fourierova rozvoje)

$$w_n = (a_{0,n}, a_{1,n}, a_{2,n}, b_{1,n}, b_{2,n})$$

Tato reprezentace nám stačí k popisu původního signálu

### **Wavelet transformace**

Wavelet transformace (WT) představuje poměrně nový matematický prostředek pro analýzu signálů pomocí Wavelet funkcí s aplikací na široké spektrum reálných signálů, které zahrnuje technologické časové řady, biomedicínské signály a obrazy, družicové snímky, ekonomická data i lidskou řeč. V řadě případů je problémem efektivní kódování, komprese, potlačování rušivých složek, modelování a detekce dílčích složek signálu. Wavelet transformace představuje v řadě těchto oblastí moderní a pružný nástroj, který lze modifikovat s ohledem na řešený problém.

Teoretický základ Wavelet transformace byl studován v mnoha pracích a knihách. Mezi důležité výsledky těchto studií patří analýza a konstrukce wavelet funkcí v analytické i rekurentní formě spolu s popisem jejich vlastností. Wavelet transformace přitom představuje alternativní přístup k diskrétní Fourierově transformaci pro analýzu nestacionárních signálů a detekci bodů, pro které signál mění vlastnosti. Hlavní výhoda WT spočívá v její schopnosti analýzy signálů s proměnným časově-frekvenčním rozlišením.

Ve prospěch waveletů hovoří především myšlenková jednoduchost blízká zaběhaným fourierovským přístupům. Oproti nim však nabízí větší pružnost danou lokálním charakterem příspěvků jednotlivých waveletových koeficientů ve waveletové řadě. Například při waveletové filtraci tedy postupujeme obdobně jako při fourierovské filtraci, ovšem s tím podstatným rozdílem, že při redukci wavelet koeficientů je vliv shlazení pouze lokální v závislosti na zvolené úrovni a nikoliv globální. Waveletový filtr tedy poskytuje významnou novou kvalitu v tom, že se může adaptovat na lokální charakter dat. Tam kde data vykazují vyšší dynamiku, tj. nesou užitečnou informaci ve vyšších frekvenčních pásmech, můžeme míru redukce vysokofrekvenčních komponent



snížit (neboli snížit prahovou hodnotu signifikantnosti) a naopak postupovat v místech, kde je změna jen pozvolná. Tím se odstraňuje hlavní nevýhoda fourierovské filtrace, která v takovém případě má tendenci dynamický úsek přehlédnout. Typickým příkladem může být rozvlnění v okolí nespojitých změn (Gibbsův jev). Toto je ovšem spíše problém volby správné strategie vyhlazení, než samotného principu waveletové filtrace. Wavelet transformaci použijeme pro filtraci originálních dat.

### **Analýza hlavních komponent** (Principal Component Analysis - PCA)

Cílem analýzy hlavních komponent je snížení dimenze dat. Poměrně často vykazují jednotlivé měřené veličiny silnou korelaci. V takovém případě je možné celou skupinu proměnných nahradit veličinou jedinou (nebo menším počtem veličin), které budou nést o datech téměř stejnou informaci, jako nesly veličiny původní. Jedná se vlastně o rotaci souřadnicového systému takovou, aby obrazy případů v nové souřadné soustavě vyhovovaly určitému kritériu.

Bylo již řečeno, že cílem analýzy je „vměstnat co nejvíce informací“ do několika málo nových proměnných - hlavních komponent. První o co se tedy ve výsledcích budeme zajímat je, nakolik je taková „kompresa“ možná a kolik bude třeba výsledných komponent.

Výpočet hlavních komponent vychází z vlastních čísel korelační matice (resp. kovarianční matice), přičemž každému vlastnímu číslu přísluší jedna hlavní komponenta (což je vlastní vektor). Hlavní myšlenka PCA je nalézt ortogonální bázi, která nejlépe reprezentuje danou datovou množinu. Z následujícího vzorce je vidět, že PCA je jen přepsáním vstupu do jiné souřadné soustavy:

$$Y = XP$$

kde  $X$  je centrovaná matice  $n \times d$  se vstupními  $d$ -rozměrnými daty v  $n$  řádcích,  $Y$  obdobná matice výstupních dat,  $P$  je  $d \times d$  matice vlastních vektorů kovarianční matice  $CX$  splňující vztah  $CX = P\Lambda P$

$T$ , kde  $\Lambda$  je diagonální matice obsahující na diagonále vlastní čísla  $CX$  a matice vlastních vektorů  $P$  je ortonormální, tj.  $PTP = Id$ , kde  $Id$  je jednotková matice dimenze  $d$ . Vlastní vektory (sloupce matice  $P$ ) tvoří onu novou souřadnou soustavu. Centrování matice  $X$  dosáhneme odečtením příslušného výběrového průměru od každého sloupce.

Seřadíme-li vlastní vektory v  $P$  podle velikosti vlastních čísel  $\lambda_i$ , budeme dostávat složky v  $Y$  seříděné podle rozptylu. Pokud chceme snížit dimenzi dat, stačí z  $Y$  vzít jen tolik prvních složek, kolik uznáme za vhodné. Vybírání komponenty s největším rozptylem nemusí být vždy nejlepší. Například pokud máme rozpoznávat třídy, které se liší právě ve složkách s malým rozptylem, které tímto postupem zahodíme.

Dále budeme aplikovat Metodu hlavních komponent na Fourierovy koeficienty k zjištění variabilnosti pohybu tak, že aproximujeme pohyb jako součet průměru  $w$  a lineární kombinace vlastních čísel  $e_1, \dots, e_n$ . (Zhang, 2004)

$$\Sigma = \sum_{j=1}^n w_j w_j^T e_j e_j^T,$$

kde

$\Sigma = \sum_{n=1}^N w_n w_n^T$  je „průměr“ našeho sledovaného pohybu

$w_{j,n}$  jsou projekční koeficienty vlastních čísel  $e_j$  respondenta  $n$ .

### **Závěr**

Nové metody kinematické analýzy chůze mohou pomoci upřesnit dosavadní pokusy o analýzu lidské chůze. Předpokládáme, že pomocí wavelet transformace je možné účinněji rozpoznávat data získané z 3D kinematické analýzy chůze v laboratorních podmínkách.

## Literatura

1. AKANSU, A. N. – Haddad, R. A. *Multiresolution Signal Decomposition*. Academic Press, Inc., Boston, USA., 1992.
2. ARINO, M. A. *Time Series Forecasts Via Wavelets*. IESE Universidad de Navarra. Barcelona 1995.
3. CRISTOL, Hope. Walking: A New Step for Security. *The Futurist*. January-February 2003. p. 6
4. CYHELSKÝ, KAHOUNOVÁ, HIDLS. *Elementární statistická analýza*. Praha: Management Press, 1996.
5. EKINCI, Murat. Human Identification Using Gait. *Turk J Elec Engin*, VOL.14, NO.2 2006, s. 267-291
6. HENDL, Jan. *Přehled statistických metod zpracování dat*. Praha 2004. ISBN: 80-7178-820-1
7. CHUI, K. *An Introduction to Wavelets*. Academia Press. 1992.
8. JOHANSSON, G.. Visual perception of biological motion and a model for its analysis. *Perception and Psychophysics* , 14 , 201–211 (1973)
9. KUBÍČEK J., Dufek J. *Statistika*. Brno: Vysoká škola zemědělská, 1978. 55-913a-78
10. MCDONALD R. P. *Faktorová analýza a příbuzné metody v psychologii*. Academia, Praha 1992, 252 s.
11. MELOUN, MILITKÝ. *Statistické zpracování experimentálních dat*. Praha: PLUS, 1994
12. ROTHSTEIN, Linda. Something in the way she walked? *Bulletin of the Atomic Scientists*, January/February 2003, s. 8.
13. SEBERA, Martin - SEBEROVÁ, Helena. *Economical time series prediction via wavelets*. In *Nostradamus 2001*. Zlín: Univerzita Tomáše Bati, 2001. 9 s. ISBN 80-7318-030-8.
14. SEGER, Hindls. *Statistické metody v tržním hospodářství*
15. STEVENAGE, Sarah V., NIXON, Mark S., VINCE, Kate. Visual Analysis of Gait as a Cue to Identity. *Appl. Cognit. Psychol.* 13: 513-526 (1999)
16. SUMI, Shigemasa. Gait perception of part-reverse biological motion pattern produced by eight point-lights attached to the back of a walker. *Japanese*

*Psychological Research* 2005, Volume 47, No. 3, 156–162 *Special Issue: Visual perception and perceptual processing in real and virtual environments*

17. VESELÝ, V. *Wavelety a jejich použití při filtraci dat*. In ROBUST'1996. Praha 1997, s. 241-272.
18. ZHANG, Z., TROJE, N. F. *3D Periodic Human Motion Reconstruction from 2D Motion Sequences*. Proceedings of the 2004 Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshop (CVPRW'04) Volume 12 - Volume 12. Page: 186. 2004. ISBN ~ ISSN:1063-6919, 0-7695-2158-4

### **2.3.2 SIMI Motion – 3D biomechanická analýza**

SIMI Motion – 3D kinetic analysis

***Martin Sebera, Martin Zvonař, Ladislav Bedřich, Michal Charvát, Vladimír Psalman\****

*Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity, Brno*

*\*Fakulta telesnej výchovy a športu UK Bratislava*

#### **Abstrakt**

Zpracování obrazu systémem SIMI Motion ([www.simi.com](http://www.simi.com)) je prováděno za účelem kinematické 3D analýzy, která přispívá k přesnému a podrobnému posouzení sportovní techniky s možností odhalení slabých a silných stránek v technickém provedení pohybu. Následný rozbor může poukázat na klíčové faktory ovlivňující sportovní výkon. Od roku 2006 byly na Fakultě sportovních studií MU provedeny analýzy v několika atletických disciplínách, rychlobruslení, v úpolech, tenise, softbalu, baletu, basketbalu, gymnastice a lyžování.

Abstract

Processing of video by SIMI Motion systém is used for kinetic analysis, which contributes to precise and detailed examination of a sport technique with the possibility to identify weak and strong points in technical execution of the motion. Subsequent analysis shows the key factors affecting sport performance. Since 2006 analyses in several athletic disciplines, speed skating, combat sports, tennis, softball, ballet, basketball, gymnastics and skiing have been carried out at the Faculty of Sports Studies.

**Klíčová slova:** 3D kinematická analýza, SIMI

**Key words:** 3 dimensional kinetic analysis, SIMI Motion

Zpracování obrazu může být prováděno za různým účelem. Analýza povrchu, rozpoznávání obrázků, určování velikosti atd. Využití ve sportovním prostředí představuje kinematickou analýzu. Výsledná data (prostorové souřadnice) mohou být použita pro pozdější zpracování v programech zabývajících se designem a animací s následným detailním biomechanickým rozbohem.

Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity zakoupila na podzim roku 2006 systém SIMI Motion ([www.simi.com](http://www.simi.com)). Biomechanická 3D analýza přispívá k přesnému a podrobnému posouzení techniky s možností odhalení slabých a silných stránek v technickém provedení a následný rozbor může poukázat na klíčové faktory ovlivňující konečný výkon.

Za téměř jeden rok existence byly provedeny analýzy v několika atletických disciplínách, rychlobruslení, v úpolech, tenise, softballu, baletu, basketbalu, gymnastice a lyžování. V tomto příspěvku vás seznámíme s podstatou činnosti systému SIMI.

### **Zpracování obrazu**

Ve srovnání s většinou ostatních metod měření má analýza obrazu tu výhodu, že nemá přímý negativní dopad. To znamená, že stanovení kvantitativních rozměrů prostřednictvím měřicího systému nemá žádný dopad na chování měřeného objektu, a to protože samotné měření není prováděno na konkrétním objektu, ale na jeho obrazu.

Pro nejjednodušší měřicí techniku představuje tento fakt jednu nevýhodu: 3rozměrný objekt je zobrazen ve 2 dimenzích. Tato nevýhoda je akceptovatelná, jestliže máme zájem pouze o 2 dimenze (2D analýza), např. pro určení nejvyššího skoku, rozběhové rychlosti při skoku dalekém nebo odrazový úhel. Při nahrávání těchto pohybů je důležité, aby tyto pohyby byly kompletně popsány v jedné rovině. Abychom se vyhnuli chybám plynoucím z toho, že se určité části těla pohybují mimo rovinu pohybu, kamera by měla být umístěna dostatečně daleko od této roviny pohybu. Fyzikální rozměry zaznamenané tímto měřením jsou v první řadě rozměry kinematografickými (vzdálenost, čas, rychlost, zrychlení, úhly).

### **Kinematická analýza**

Pohyb je z fyzikálního hlediska chápán jako změna souřadnic v určitém časovém rozpětí. Tento souřadnicový systém může být nejprve libovolně zvolen a následně upraven.

Jsou zde však dva základní požadavky:

- souřadnicový systém
- časové údaje

## **Souřadnicový systém**

Slouží ke stanovení vztahu mezi aktuálními (reálnými) řadovými hodnotami, přičemž záběr je vyhodnocen později. Pojem souřadnicový systém je stejně jako pojem kalibrační systém běžným tématem, vyskytujícím se v literatuře, pojednávající o zpracování obrazu. Tyto dva pojmy spolu souvisejí následujícím způsobem. Kalibrační systém vymezuje prostor (v 3dimenzionální analýze), nebo plochu (v 2dimenzionální analýze), kde se odehrává pohyb. Souřadnicový systém je matematický prostředek, pomocí něhož je možné vypočítat skutečné prostorové rozměry.

Pro osobu provádějící měření není vztah mezi kalibračním a souřadnicovým systémem důležitý. Tento vztah je pevně stanovený softwarem, který zpracovává prvotní data. Jako kalibrační systém lze použít dvě měřící tyče známé délky, které jsou navzájem kolmé a dobře viditelné na záběru. Měly by samozřejmě být v místě (nebo přinejmenším v bezprostřední blízkosti místa), kde se daná akce odehrává.

Je dostačující, pokud je kalibrační systém viditelný pouze na jednom obrázku, jestliže je zajištěno, že po nastavení kamery (ohnisková vzdálenost, pozice, zaostření, ohnisková rovina) už toto nebude změněno.

## **Časové údaje**

Sdělují nám detaily o tom, kdy byl záběr pořízen. Tato informace může být uvedena buď jako absolutní hodnota (např. 03. 01. 2007 ve 4:27,12 sekund a 312 milisekund) nebo jako relativní hodnota (0,01 sekund po předchozím záběru). Pro většinu otázek, týkajících se kinematické analýzy, je důležitější relativní časová hodnota. Je to dáno frekvencí snímků použitého nahrávacího systému. Pro běžné video nahrávání se jedná o 25 kompletních snímků za sekundu, nebo 50 políček za sekundu (PAL), nebo 30/60 (NTSC).

*Poznámka:* Pro nahrávání pohybu je možné použití vysokorychlostních kamer s frekvencí až 500 snímků za sekundu. Systém SIMI Motion nabízený FSpS umožňuje snímání pohybu právě touto frekvencí.

## **Dvou- a tří-rozměrné nahrávky**

Jestliže je pohyb nahráván pouze jednou kamerou, pak může být uspokojivých výsledků dosaženo pouze ve 2rozměrné rovině. Úsilí spojené se získáním 3rozměrných výsledků

je značné a musí být provedeny jisté předpoklady, což může vést k podstatnějším nepřesnostem.

K řešení problému ve 2D je nutné následující vybavení:

- 1 kamera,
- kalibrační systém, který se skládá z 2 měřících tyčí známé délky, které jsou vzájemně v pravém úhlu.

K řešení problémů ve 3D je nutné následující vybavení:

- nejméně 2 kamery, jejichž optické osy by měly být v úhlu mezi 60 a 120 stupni,
- tyto 2 kamery by měly být schopny současného snímání záběrů,
- kalibrační systém, který je tvořen prostorovým 3D objektem (kvádr, jehlan, krychle atd.). Pozice rohů tohoto 3D objektu musí být známá.

### **Problémy související s analýzou obrazu**

Poté co byl pohyb nahráván, může být provedena analýza záběru. Abychom ji mohli provést, musí být určeny body na těle nebo body, které jsou určitým způsobem důležité pro vykonání pohybu. Použitými body na těle jsou většinou průsečíky kloubních os, nebo jejich středy. Při tomto určování můžeme narazit na tři hlavní zdroje chyb:

- osy kloubů nemohou být jasně definovány,
- průsečíky os nelze na záběru jasně rozlišit,
- průsečíky jsou skryty za ostatními částmi těla a na záběru nejsou viditelné.

### **Řešení**

- Pouze precizní znalost anatomie může minimalizovat tuto chybu,
- průsečíky lze označit jasně kontrastní barvou,
- střed kloubů musí být interpolován, popřípadě odhadnut.

### **Chyby a tolerance chyb**

- Chyby v určování časového rozpětí mezi jednotlivými snímky záznamu,
- chyby v určování pozice měřených bodů,
- kumulativní chyby, které nastanou, když k výpočtům použijí nesprávné hodnoty, např. rychlost = vzdálenost / čas, přičemž naměřené hodnoty vzdálenosti i času jsou obě nepřesné.



Rozsah těchto chyb může být vyjádřen jako matematická funkce citlivosti použitého filmu, přesnosti snímací metody, přesnosti určení ohniskových bodů při měření, chyb vzniklých při zaznamenávání času atd. Různorodost těchto faktorů ukazuje, jak komplikované mohou tyto výpočty být.

V praxi je dostačující, že tolerance chyb jsou zjištěny s odvoláním na známé vnější hodnoty. Jestliže je například známá hodnota vzdálenosti mezi vrchním hlezenním kloubem a kolenním kloubem, potom musíme dospět ke stejné hodnotě i po sejmutí obrazu a provedení výpočtů.

### Zobrazení dat

Sledovat lze jednotlivý bod, spojnice bodů a těžiště. Je možné zvýraznit tyto spojnice a sledovat je během pohybu. Například spojnice mezi kyčlí a kolenem může být v průběhu určité fáze pohybu vyobrazena v jiné barvě.

Existují různé typy těžiště pro různé pohybové sekvence. Pro každý model je požadován určitý počet bodů. To znamená, že body specifikace musí být nejprve přiřazeny k bodům daného modelu. Určování těžiště je matematickým odhadem a je založeno na zkušenostech a naměřených hodnotách. Přesné parametry pro výpočet těžiště jsou pro každého člověka rozdílné, takže s použitím jednoho modelu pro různé typy lidí (muži/ženy, dospělí/děti nebo sprinteři/vytrvalci) by se mělo zacházet opatrně. Je možné chybu minimalizovat pomocí software doplňku, jež umožňuje získání parametrů určité osoby na základě individuálních měření (váha, výška, měření hrudního koše, šíře zad, délka nohy atd.).

Následné zobrazení modelovaných dat v libovolné ose  $x$ ,  $y$ ,  $z$  3rozměrného prostoru, spolu se sledováním jednotlivých charakteristik – vzdálenosti, rychlosti, zrychlení, úhly se sledováním vlastního provedení sportovního výkonu dává do rukou trenéra velmi (účinný) mocný nástroj na posouzení individuální technické vyspělosti atleta.

### Použití

#### **Identifikace bodů**

3D biomechanickou analýzu lze provést v reálném závodě i na tréninku. Pro lepší identifikaci tzv. bifurkačních bodů jsou sportovci připevněny na vybrané části těla reflexní body, které budou složité jednak pro snazší rozpoznání pohybu jednotlivých

segmentů z videozáznamu a jednak pro výpočet těžiště. Modelů pro výpočet těžiště je několik, liší se požadovaným množstvím identifikačních bodů. Např.: hlava, levé a pravé rameno, levý a pravý loket, levé a pravé zápěstí, levý a pravý kyčel, levé a pravé koleno, levý a pravý kotník. V závodě není možné na sportovce připevnit žádné reflexní body, vyhodnocení je posléze jen pracnější, není možné využít automatického trackování a automatického rozpoznání pomocí specializovaného software.

## **Vyhodnocení**

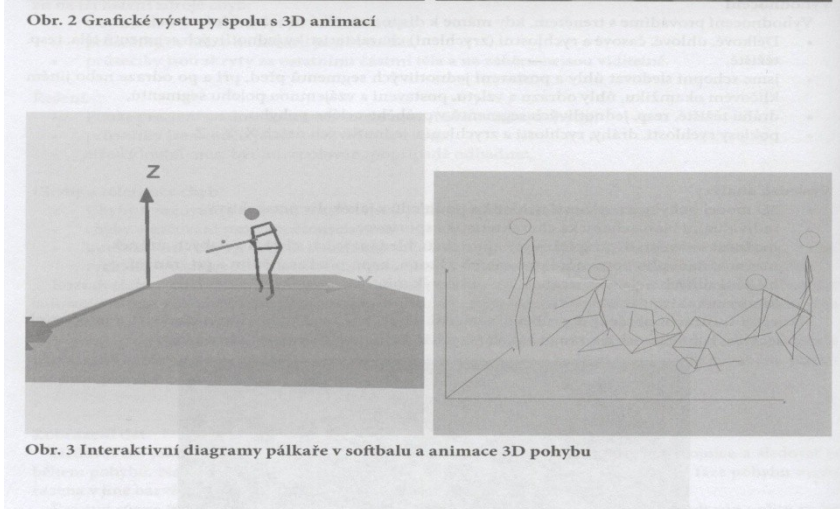
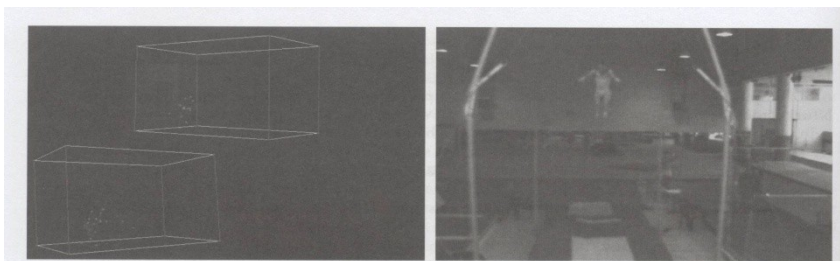
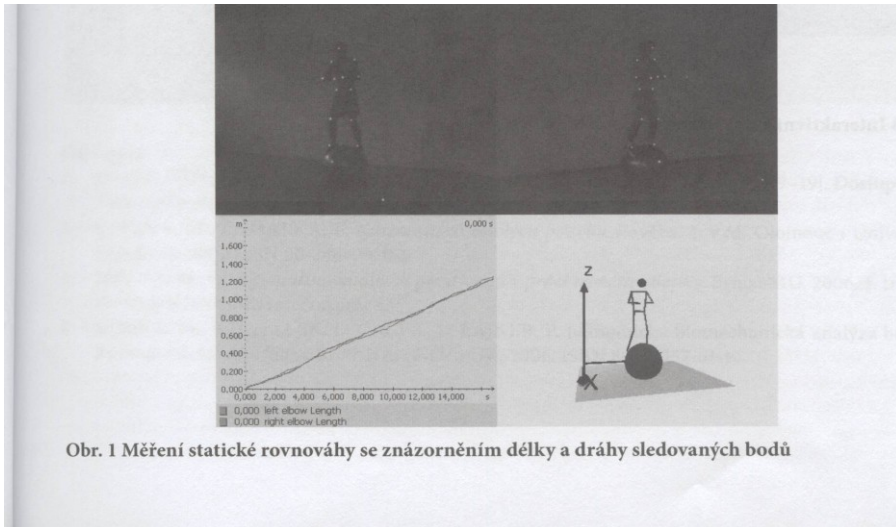
Vyhodnocení provádíme s trenérem, kdy máme k dispozici velké množství informací.

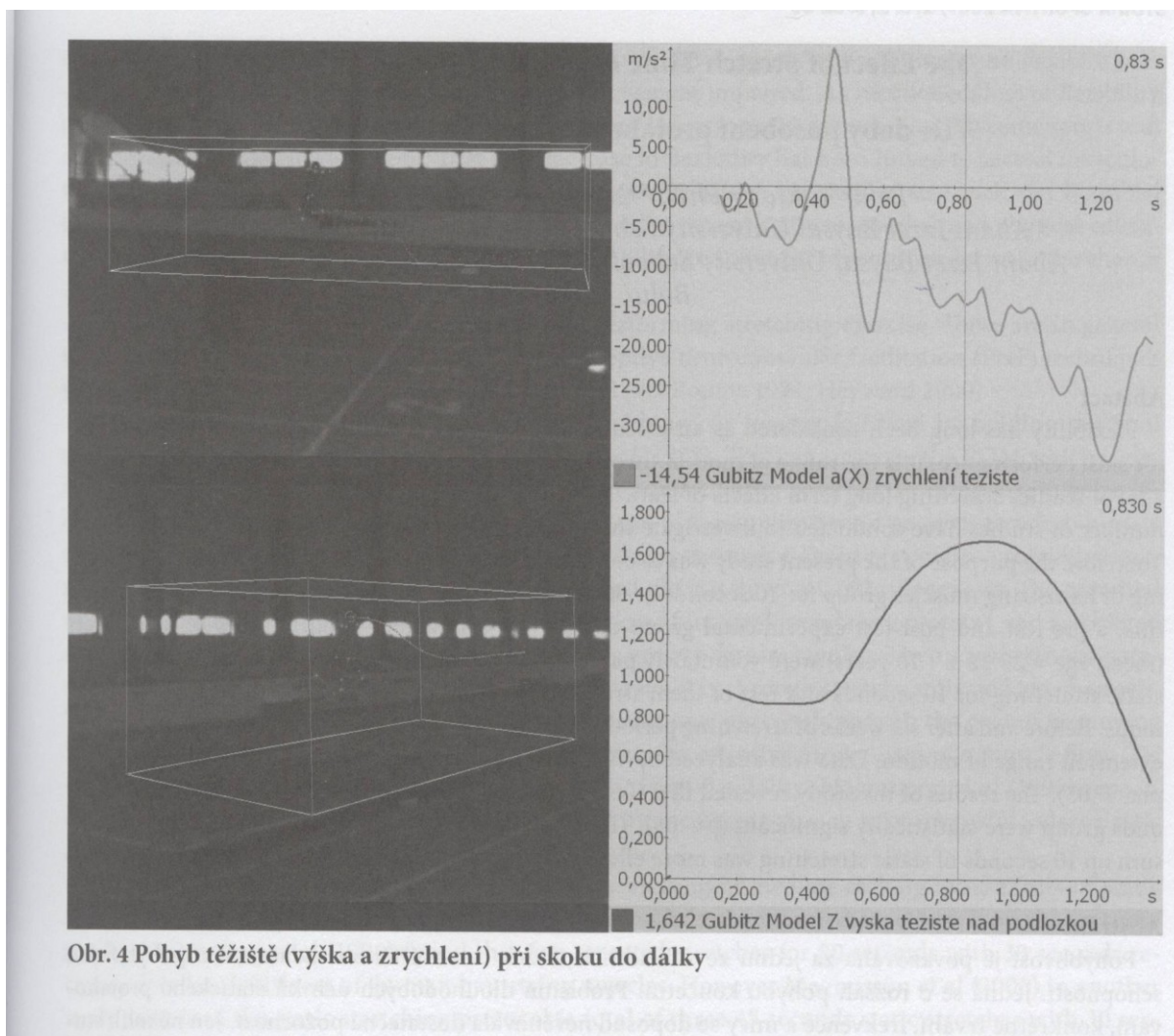
- Délkové, úhlové, časové a rychlostní (zrychlení) charakteristiky jednotlivých segmentů těla, resp. těžiště,
- jsme schopni sledovat úhly a postavení jednotlivých segmentů před, při a po odraze nebo jiném klíčovém okamžiku, úhly odrazu a vzletu, postavení a vzájemnou polohu segmentů,
- dráhu těžiště, resp. jednotlivých segmentů v průběhu celého pohybu,
- poklesy rychlosti, dráhy, rychlosti a zrychlení v jednotlivých osách X, Y, a Z.

## **Výsledky analýzy**

- 3D model pohybu s možností náhledů a pohledů z jakékoliv perspektivy,
- individuální biomechanická charakteristika sportovce,
- možnost srovnání dvou špičkových sportovců, hledání jejich silných a slabých stránek,
- možnost duálního porovnání parametrů výkonu, např. před zraněním a po zranění,
- kilogram.

Následující ilustrační obrázky z průběhu natáčení. Podrobné analýzy budou následovat v odborných časopisech, na konferencích a v rámci bakalářských a diplomových prací studentů FSpS.





Obr. 4 Pohyb těžiště (výška a zrychlení) při skoku do dálky

## Literatura

- *Manuál SIMI Motion, SIMI Reality Motion Systems GmbH.* [online]. [cit. 2007-09-19]. Dostupné na [www: http://www.simi.com](http://www.simi.com).
- JANURA, M., ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza pohybu člověka.* I. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004, ISBN 80-244-0930-5
- SEBERA, M. *Využití multimediálních prostředků v práci trenéra atletiky.* Brno: MU. 2006 I. trenérské třídy atletiky. Závěrečná práce.
- SEBERA, M., MICHÁLEK, J., CACEK, J., LAJKEB, P. Jednoduchá biomechanická analýza během 3 minut. In *Atletika 2006.* Bratislava: FTVŠ UK, 2006. ISBN 80-89257-01-1.

### **2.3.3 3D biomechanická analýza v atletice**

**Martin Sebera, Stanislav Joukal\*, Martin Zvonař**

Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity, \*Sportovní gymnázium Brno

Zpracování obrazu může být prováděno za různým účelem (analýza povrchu, rozpoznávání obrazců, určování velikosti atd.). V našem případě se budeme zabývat kinematickou analýzou. Výsledná data (prostorové souřadnice) mohou být použita pro pozdější zpracování v programech zabývajících se designem a animací.

Na atletických závodech již není neobvyklá přítomnost kamer různých kvalit, různých značek a různého počtu. Diváci, rodiče, trenéři nebo pověřeni členové realizačního týmu provádějí videozáznam většinou za účelem archivace a mnohdy i pro získání zpětné vazby z natočeného materiálu. S rostoucí oblibou audiovizuální a výpočetní techniky roste i zájem sportovců a jejich týmů o biomechanickou analýzu za účelem vyhodnocení a vylepšení technického provedení pohybu. Vzdělávací instituce (CASRI Praha, tělovýchovné a sportovní fakulty), které jsou úzce napojeny na sport, tento trend zachycují a nabízejí závodníkům různé možnosti. Na Fakultě sportovních studií Masarykovy univerzity se této problematice věnují členové Katedry kinantropologie a oddělení atletiky Katedry sportovní edukace ve spolupráci se Sportovním gymnáziem Brno a to pomocí systému SIMI Motion ([www.simi.com](http://www.simi.com)). Brněnská fakulta úzce spolupracuje se Sportovním gymnáziem L. Daňka, mimo jiné s tréninkovou skupinou Stanislava Joukala. Dálkařská skupina představuje aktuálně českou špičku. Jména jako Štěpán Wagner (osobní rekord 811 cm), Roman Novotný (791 cm), Petr Lampart (818 cm), Milan Pírek (741 cm) jsou velmi zvučná, neboť výkony kolem 8 m již představují světovou úroveň. Biomechanická 3D analýza přispívá k přesnému a podrobnému posouzení techniky s možností odhalení slabých i silných stránek v technickém provedení a následný rozbor může poukázat na klíčové faktory ovlivňující konečný výkon. Tento článek popisuje možnosti využití systému SIMI Motion pro 3D biomechanickou analýzu v skoku do dálky.

## **Zpracování obrazu**

Ve srovnání s většinou ostatních metod měření má analýza obrazu tu výhodu, že nemá přímý negativní dopad. To znamená, že stanovení kvantitativních rozměrů prostřednictvím měřícího systému nemá žádný dopad na chování měřeného objektu. A to protože samotné měření není prováděno na konkrétním objektu, ale na jeho obrazu.

Pro nejjednodušší měřící techniku představuje tento fakt jednu nevýhodu: trojrozměrný objekt je zobrazen ve dvou dimenzích. Tato nevýhoda je akceptovatelná, jestliže máme zájem pouze o dvě dimenze (2D analýza), např. pro určení nejvyššího skoku, rozběhové rychlosti při skoku dalekém nebo odrazový úhel. Při nahrávání těchto pohybů je důležité, aby tyto pohyby byly kompletně popsány v jedné rovině. Abychom se vyhnuli chybám plynoucím z toho, že se určité části těla pohybují mimo rovinu pohybu, kamera by měla být umístěna dostatečně daleko od této roviny pohybu. Fyzikální rozměry zaznamenané tímto měřením jsou v první řadě kinematografickými rozměry (vzdálenost, čas, rychlost, zrychlení, úhly).

## **Kinematická analýza**

Pohyb je z fyzikálního hlediska chápán jako změna souřadnic v určitém časovém rozpětí. Tento souřadnicový systém může být nejprve libovolně zvolen a následně upraven.

Jsou zde však dva základní požadavky:

- souřadnicový systém
- časové údaje

## **Souřadnicový systém**

Slouží ke stanovení vztahu mezi aktuálními (reálnými) řádovými hodnotami, přičemž záběr je vyhodnocen později. Pojem souřadnicový systém je stejně jako pojem kalibrační systém běžným tématem, vyskytujícím se v literatuře, pojednávající o zpracování obrazu. Tyto dva pojmy spolu souvisejí následujícím způsobem. Kalibrační systém vymezuje prostor (ve tří-dimenzionální analýze), nebo plochu (ve dvoudimenzionální analýze), kde se odehrává pohyb. Souřadnicový systém je matematický prostředek, pomocí něhož je možné vypočítat skutečné prostorové rozměry.

Pro osobu provádějící měření není vztah mezi kalibračním a souřadnicovým systémem důležitý. Tento vztah je pevně stanovený softwarem, který zpracovává prvotní data. Jako kalibrační systém lze použít dvě měřící tyče známé délky, které jsou navzájem kolmé a

dobře viditelné na záběru. Měly by samozřejmě být na místě (nebo přinejmenším v bezprostřední blízkosti místa), kde se daná akce odehrává.

Je dostačující, pokud je kalibrační systém viditelný pouze na jednom obrázku, jestliže je zajištěno, že po nastavení kamery (ohnisková vzdálenost, pozice, zaostření, ohnisková rovina) už toto nebude změněno.

### **Časové údaje**

Sdělují nám detaily o tom, kdy byl záběr pořízen. Tato informace může být uvedena buď jako absolutní hodnota (např. 3. ledna 2007 ve 4:27, 12 sekund a 312 milisekund) nebo jako relativní hodnota (0,01 sekund po předchozím záběru). Pro většinu otázek týkajících se kinematické analýzy je důležitější relativní časová hodnota. Je to dáno frekvencí snímků použitého nahrávacího systému. Pro běžném videonahrávání se jedná o 25 kompletních snímků za sekundu, nebo 50 políček za sekundu (PAL), nebo 30/60 (NTSC). Poznámka: Pro nahrávání pohybu je možné použití vysokorychlostních kamer se frekvencí až 500 snímků za sekundu. Systém SIMI Motion nabízený Fakultou sportovních studií umožňuje snímání pohybu frekvencí až 500 snímků / s.

### **Dvou- a tří-rozměrné nahrávky**

Jestliže je pohyb nahráván pouze jednou kamerou, pak může být uspokojivých výsledků dosaženo pouze ve dvourozměrné rovině. Úsilí spojené se získáním třírozměrných výsledků je značné a musí být provedeny jisté předpoklady, což může vést k podstatnějším nepřesnostem.

K řešení problémů ve 2D je nutné následující vybavení:

- jedna kamera
- kalibrační systém, který se skládá ze dvou měřících tyčí známé délky, které jsou vzájemně v pravém úhlu

K řešení problémů ve 3D je nutné následující vybavení:

- nejméně dvě kamery, jejichž optické osy by měly být v úhlu mezi 60 a 120 stupni
- tyto dvě kamery by měly být schopny současného snímání záběrů
- kalibrační systém, který je tvořen prostorovým 3D objektem (kvádr, jehlan, krychle atd.). Pozice rohů tohoto 3D objektu musí být známá.

## **Problémy související s analýzou obrazu**

Poté co byl pohyb nahrán, může být provedena analýza záběru. Abychom ji mohli provést, musí být určeny body na těle nebo body, které jsou určitým způsobem důležité pro vykonání pohybu. Použitými body na těle jsou většinou průsečíky kloubních os, nebo jejich středy. Při tomto určování můžeme narazit na tři hlavní zdroje chyb:

- osy kloubů nemohou být jasně definovány
- průsečíky os nelze na záběru jasně rozlišit
- průsečíky jsou skryty za ostatními částmi těla a na záběru nejsou viditelné

## Řešení

- pouze precizní znalost anatomie může minimalizovat tuto chybu
- průsečíky lze označit jasně kontrastní barvou
- střed kloubů musí být interpolován, popřípadě odhadnut

## Chyby a tolerance chyb

- chyby v určování časového rozpětí mezi jednotlivými snímky záznamu
- chyby v určování pozice měřených bodů
- kumulativní chyby, které nastanou, když k výpočtům použijí nesprávné hodnoty, např. rychlost = vzdálenost / čas, přičemž naměřené hodnoty vzdálenosti i času jsou obě nepřesné.

Rozsah těchto chyb může být vyjádřen jako matematická funkce citlivosti použitého filmu, přesnosti snímací metody, přesnosti určení ohniskových bodů při měření, chyb vzniklých při zaznamenávání času atd. Různorodost těchto faktorů ukazuje, jak komplikované mohou tyto výpočty být.

V praxi je dostačující, že tolerance chyb jsou zjištěny s odvoláním na známé vnější hodnoty. Jestliže je například známá hodnota vzdálenosti mezi vrchním hlezenním kloubem a kolenním kloubem, potom musíme dospět ke stejné hodnotě i po sejmutí obrazu a provedení výpočtů.

## Zobrazení dat

Sledovat lze jednotlivý bod, spojnice bodů a těžiště. Je možné zvýraznit tyto spojnice a sledovat je během pohybu. Například spojnice mezi kyčlí a kolenem může být v průběhu určité fáze pohybu vyobrazena v jiné barvě.



Existují různé typy těžiště pro různé pohybové sekvence. Pro každý model je požadován určitý počet bodů. To znamená, že body specifikace musí být nejprve přiřazeny k bodům daného modelu. Určování těžiště je matematickým odhadem a je založeno na zkušenostech a naměřených hodnotách. Přesné parametry pro výpočet těžiště jsou pro každého člověka rozdílné, takže s použitím jednoho modelu pro různé typy lidí (muži/ženy, dospělí/děti nebo sprinteři/vytrvalci) by se mělo zacházet opatrně. Je možné chybu minimalizovat pomocí software doplňku, jež umožňuje získání parametrů určité osoby na základě individuálních měření (váha, výška, měření hrudního koše, šíře zad, délka nohy atd.)

Následné zobrazení modelovaných dat v libovolné ose  $x$ ,  $y$ ,  $z$  3-rozměrného prostoru, spolu se sledováním jednotlivých charakteristik – vzdálenosti, rychlosti, zrychlení, úhly se sledováním vlastního provedení sportovního výkonu dává do rukou trenéra velmi (účinný) mocný nástroj na posouzení individuální technické vyspělosti atleta.

## **Použití**

### **Identifikace bodů**

3D biomechanickou analýzu lze provést v reálném závodě i na tréninku. Pro lepší identifikaci tzv. bifurkačních bodů jsou atletovi připevněny na vybrané části těla reflexní body, které budou sloužit jednak pro snazší rozpoznání pohybu jednotlivých segmentů z videozáznamu a jednak pro výpočet těžiště. Gubitzův model výpočtu těžiště vyžaduje informace o těchto bodech: hlava, levé a pravé rameno, levý a pravý loket, levé a pravé zápěstí, levý a pravý kyčel, levé a pravé koleno, levý a pravý kotník. V závodě není možné na atleta připevnit žádné reflexní body, vyhodnocení je posléze jen pracnější, není možné využít automatického trackování a automatického rozpoznání pomocí specializovaného software.

### **Vyhodnocení**

Vyhodnocení provádíme s trenérem, kdy máme k dispozici velké množství informací.

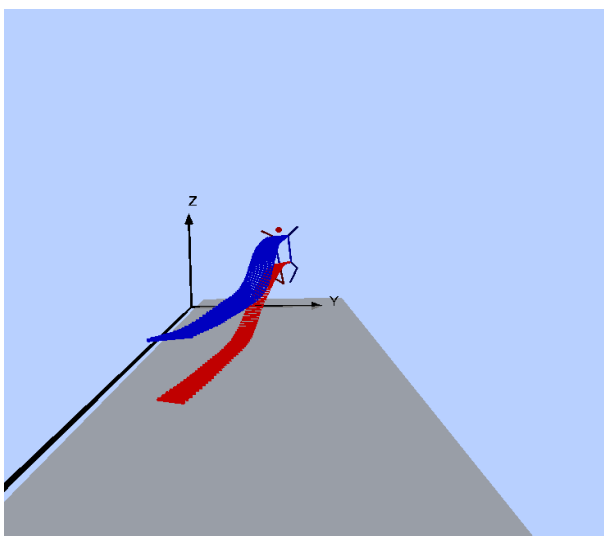
- délkové, úhlové, časové a rychlostní (zrychlení) charakteristiky jednotlivých segmentů těla, resp. těžiště,
- jsme schopni sledovat úhly a postavení jednotlivých segmentů před, při a po odraze, úhly odrazu a vzletu, postavení a vzájemnou polohu segmentů.
- dráhu těžiště, resp. jednotlivých segmentů v průběhu celého skoku

- poklesy rychlosti před odrazem, po odrazu
- dráhy, rychlosti a zrychlení v jednotlivých osách X, Y a Z

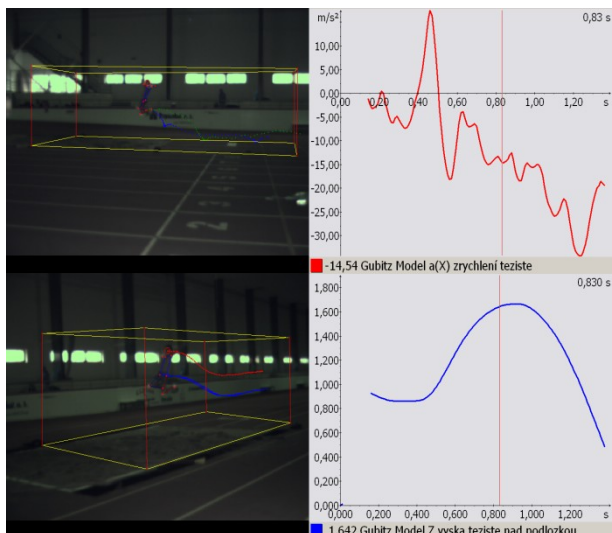
### Výsledek analýzy

- 3D model pohybu s možností náhledů a pohledů z jakékoliv perspektivy
- individuální biomechanická charakteristika skokana
- možnost srovnání dvou špičkových skokanů, hledání jejich silných a slabých stránek
- možnost duálního porovnání parametrů výkonu, např. před zraněním a po zranění
- hledání silných a slabých stránek vlastního výkonu
- kinogram

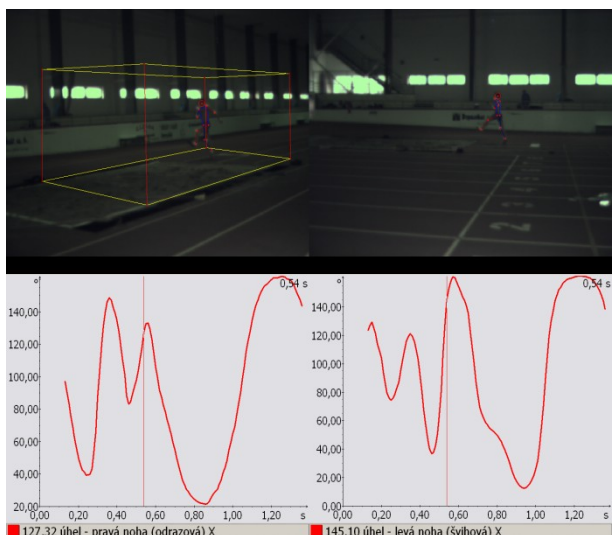
Sílu nástroje SIMI Motion demonstrujeme na skoku Milana Pírka v období týden před halovým Mistrovstvím ČR 2007 jednotlivců. Na příkladu ukazujeme několik grafických výstupů. Nezávislou proměnnou zde představuje časová osa, kdy všechny grafy ukazují aktuální hodnoty ve stejném časovém okamžiku: 3D čárový diagram v dopředném směru; pohled v předozadním směru; graf rychlosti těžiště v dopředné ose; změna úhlu mezi kotníkem, kolenem a kyčelním kloubem; reálný pořízený záznam. S časovým odstupem 1 setiny sekundy můžeme sledovat nástup a synchronizaci jednotlivých segmentů těla a další parametry, které trenér může porovnávat a vyhodnocovat jen na základě přímého pozorování.



Obr. 1 Dráha ramen (modrá) a kyčlí (červená)



Obr. 2 Zrychlení těžiště (vpravo nahoře) v průběhu skoku s vizualizací výškou těžiště (vpravo dole) společně se stopou levého a pravého kotníku (vlevo nahoře) a ramen a kyčlí (vlevo dole)



Obr. 3 Sledování úhlů v koleni odrazové a švihové nohy

## Závěr

Uvedený způsob 3D biomechanické analýzy můžeme považovat za posun v přesnosti modelování sportovního výkonu. Důležité pro vlastní vyhodnocení je i ta skutečnost, že komplexní analýzu jsme schopni poskytnout trenérovi během několika desítek minut, což představuje velmi rychlou zpětnou vazbu, která se stává dalším limitujícím faktorem při hledání potřebných centimetrů, či setin sekundy. V některém z dalších pokračování poskytneme čtenářům podrobné analýzy. Např. srovnání techniky skoku do dálky brněnských atletů Wágnera, Novotného a Pírka z tréninkové skupiny Stanislava Joukala.

## Literatura

- Manuál SIMI Motion. SIMI Reality Motion Systems GmbH. [www.simi.com](http://www.simi.com)
- Janda, P. *Problematika Motion Capture*. UK Praha. MatFyz.
- Janura, M. – Zahálka, F. *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: 2004 1. vyd. ISBN 80-244-0930-5
- Sebera, M. *Využití multimediálních prostředků v práci trenéra atletiky*. Brno: MU. 2006. 1. trenérské třídy atletiky. Závěrečná práce.
- Sebera, M. – Michálek, J. – Cacek, J. – Lajkeb, P. Jednoduchá biomechanická analýza během 3 minut. *In Atletika 2006*. FTVŠ UK Bratislava. ISBN: 80-89257-01-1, s. 191-195

### **2.3.4 Biomechanická troj-dimenzionálna analýza variantnosti gymnastického tvaru**

**Vladimír PSALMAN**

Fakulta telesnej výchovy a športu, Univerzita Komenského Bratislava, Slovensko

**Martin ZVONARĚ**

Fakulta sportovních studií, Masarykova Univerzita Brno, Česká republika

#### **REZUMÉ:**

Autori sa v článku zaoberajú kinematickou analýzou vybraného gymnastického tvaru premet vpred. Vykonávanie premetu vpred je veľmi rozdielne a použitím biomechanickej analýzy v priestore je možné vidieť pohybové variantnosti. Sledovaní boli dvaja gymnasti vo veku 20 rokov a ich premety vpred boli zaznamenané dvomi vysoko rýchlostnými kamerami. Tie vytvorili troj-rozmerný priestor, v ktorom sme prostredníctvom programového vybavenia Simi motion 3D mohli sledovať kinematické ukazovatele. Boli to dráhy, uhly, rýchlosti a zrýchlenia všetkých segmentov tela športovca (hlava, obe ramená, oba lakty, obe zápästia, oba boky, obe kolená a oba členky). Na základe získaných výsledkov je evidentná variantnosť gymnastického tvaru, ktorý sa dá aj kvalitatívne posúdiť.

**KLÚČOVÉ SLOVÁ:** kinematická analýza, SIMI MOTION, športová technika, premet vpred, diagnostika

#### **Úvod**

Premet vpred v prostných patrí k základným cvičebným tvarom, kde biomechanickou podstatou je rotačný pohyb okolo voľnej priečnej osi tela. Gymnasta po vykonaní odrazu a švihy dolnými končatinami následne rotuje cez stojku do stoja. Sledovaním tohto základného tvaru pomocou troj-dimenzionálnej analýzy je možné získať empirický materiál, na základe ktorého je možné posudzovať jeho variantnosti a súčasne aj technickú úroveň.

## **Ciel'**

Cieľom výskumu je poukázať na variantnosť vykonávania gymnastického tvaru premet vpred a možnosť posúdenia kvality realizácie v jednotlivých mikrofázach pohybu.

## **Úlohy**

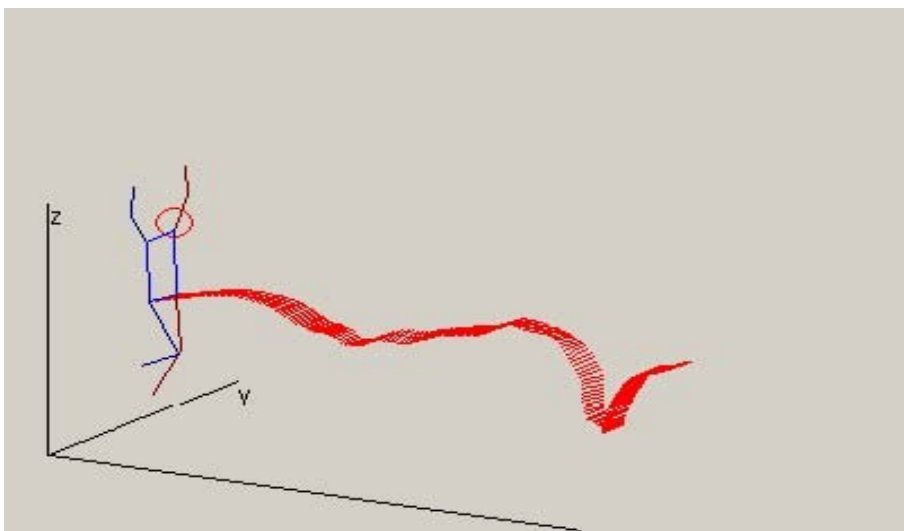
- Vybrať experimentálnu skupinu športovcov s rôznou úrovňou športovej výkonnosti
- Vybrať troj-dimenzionálny biomechanický prostriedok (hardware, software) pre posudzovanie športovej techniky
- Uskutočniť špecifické testovanie a zaznamenať gymnastický pohybový akrobatický tvar – premet vpred
- Prezentovať kvalitatívne odlišnosti vo vybraných mikrofázach premetu vpred

## **Metódy**

Experimentálnu skupinu tvorili dvaja gymnasti s rôznou výkonnosťou. Prvý proband bol študent FTVŠ a druhý vrcholový gymnasta, obaja zhodne vo veku 20 rokov. Snímaní boli dvomi synchrónnymi vysoko rýchlostnými kamerami, čím sa vytvoril troj-rozmerný priestor, v ktorom je možné lepšie a presnejšie analyzovať techniku akrobatického tvaru. Použitím softwaru Simi motion 3D sme sledovali a porovnávali 3 základné mikrofázy vo všetkých smeroch (x – predozadný, y – bočný, z – zvislý a absolútny smer) a vo vybraných segmentoch tela: hlava – stred čela, ľavé rameno, pravé rameno, ľavý lakeť, pravý lakeť, ľavé zápästie, pravé zápästie, ľavý bedrový kĺb, pravý bedrový kĺb, ľavé koleno, pravé koleno, ľavý členok, pravý členok. Vysokú presnosť záznamu uvažovaných segmentov nám poskytujú tieto kinematické ukazovatele: dráhy, rýchlosti a uhly. Z meraní všetkých segmentov tela sme do nášho príspevku vybrali rýchlosť pohybu členkov a dráhu pohybu bokov.

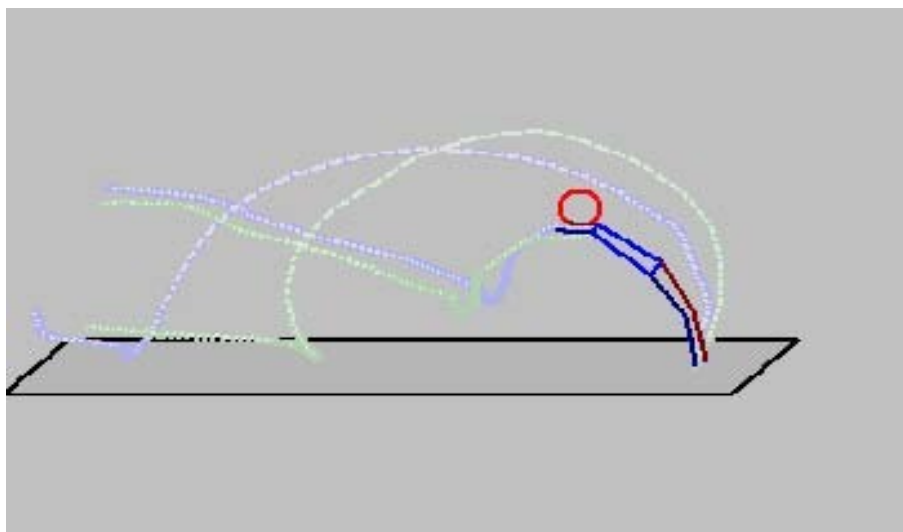
## **Výsledky**

Predkladané obrázky znázorňujú vzťahy času, rýchlosti a dráhy. Tým je dokumentovaná variantnosť v riešení jednotlivých mikrofáz pohybu obidvoch sledovaných probandov.



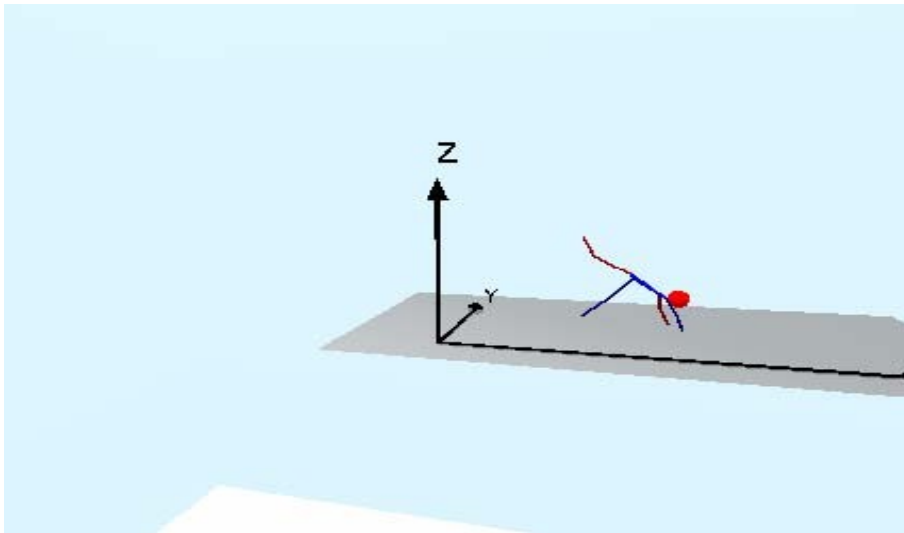
Obr. 1 Dráha pohybu bokov študenta FTVŠ pri premete vpred

Pohyb bokov študenta FTVŠ ukazuje dráhu bokov v priebehu realizácie celého cvičebného tvaru. Prvá časť premetu je pomerne dobrá, dráha bokov, ktorá je prezentovaná širokou krivkou je relatívne plynulá. Prvá významná chyba sa ukázala v čase, keď prvé zníženie bokov a tým aj celkového ťažiska tela je už vlnité. To je spôsobené pokrčením rúk v čase stojky a nie optimálne vystretým držaním celého tela. Ešte väčšia chyba sa ukázala pri veľmi hlbokom znížení ťažiska tela, ktoré je krivke dráhy bokov v lokálnom minime a pripomína tvar písmena V. Je to následok pokrčenia aj dolných končatín, čím sa stratí obvodová rýchlosť a málo dynamického odrazu paží. To rezultuje do problematického doskoku a dokončenia prvku.

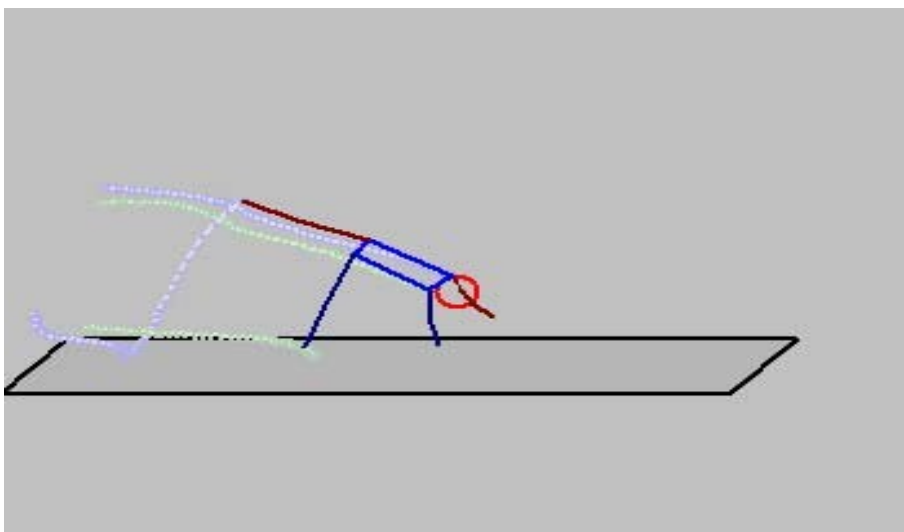


Obr. 2 Dráhy pohybu rúk a nôh vrcholového gymnastu pri premete vpred

Pohyb rúk a nôh vrcholového gymnasta sú rýchlostne plynulé a trajektórie opisované členkami a zápästiami sú v takmer ideálnych geometrických tvaroch. Odrazová noha vykonal pohyb takmer po polkružnici a švihová noha po poleipse. Činnosť rúk bola takmer synchronná a po počiatočných priamych dráhach sa po kvalitnom dynamickom odraze pažami zmenila trajektória pohybu zápästí na optimálnu polkružnicovú.



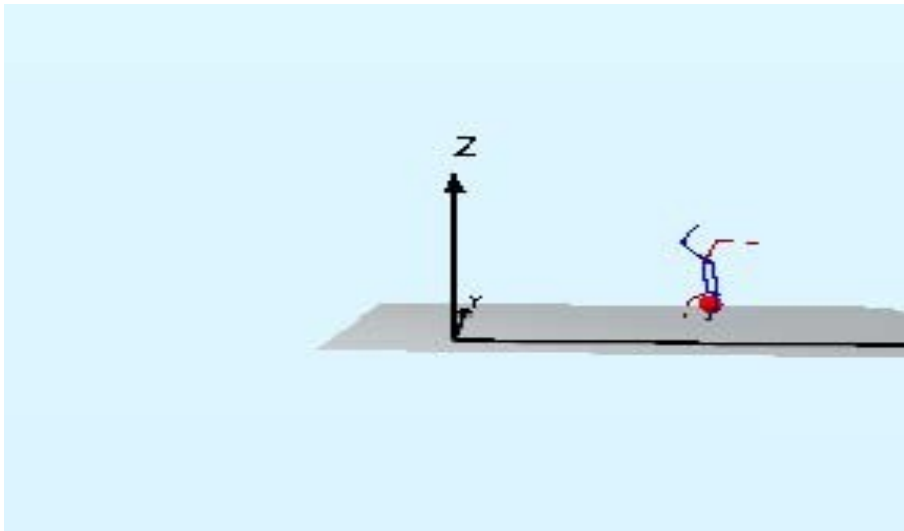
Obr. 3 Mikrofáza dotyku odrazovej nohy s podložkou – študent FTVŠ



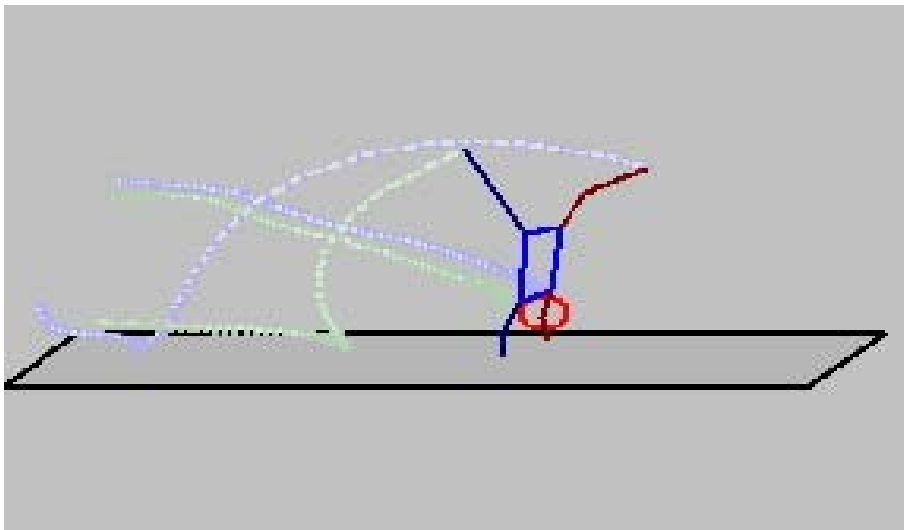
Obr. 4 Mikrofáza dotyku odrazovej nohy s podložkou – vrcholový gymnasta

Na obrázkoch 3 a 4 vidíme ešte takmer minimálne rozdiely v realizácii.



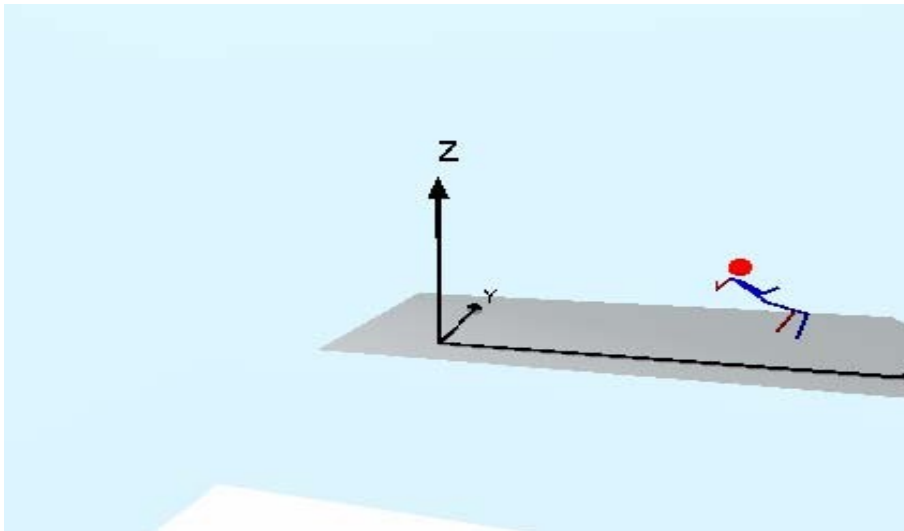


Obr. 5 Mikrofáza v stoji na rukách s trupom kolmým na podložku – študent FTVŠ

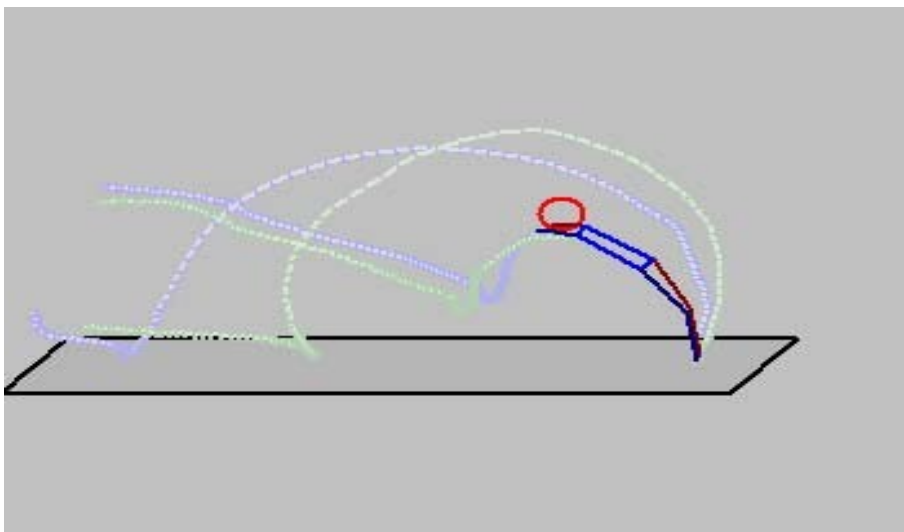


Obr. 6 Mikrofáza v stoji na rukách s trupom kolmým na podložku – vrcholový gymnasta

Variantnosť vykonania mikrofázy v stojke je zreteľná. Kým vrcholový gymnasta má optimálne vystreté paže, z ktorých sa dokáže dynamicky odraziť, študent FTVŠ začína strácať kontrolu nad svojím telom a chybné sa krčí a prichádza k zhoršeniu celkovej koordinácie.

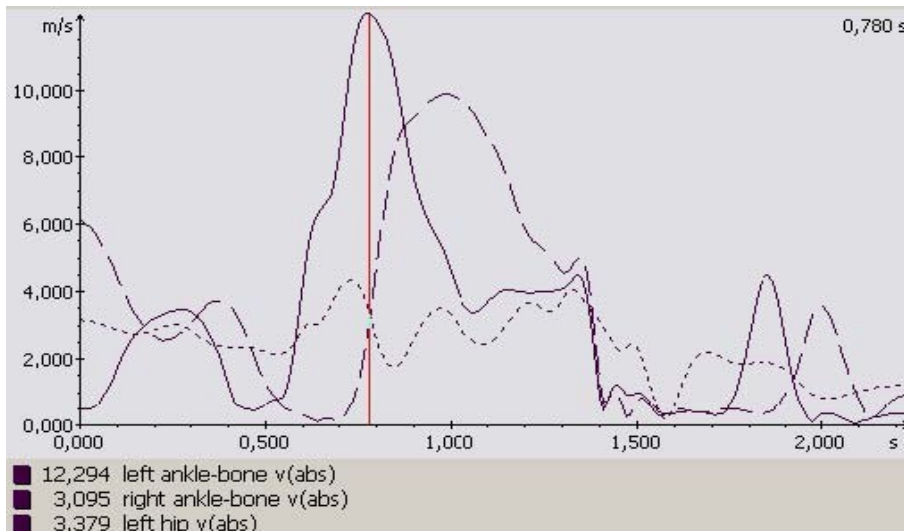


Obr. 7 Mikrofáza doskoku v čase prvého dotyku nôh s podložkou – študent FTVŠ

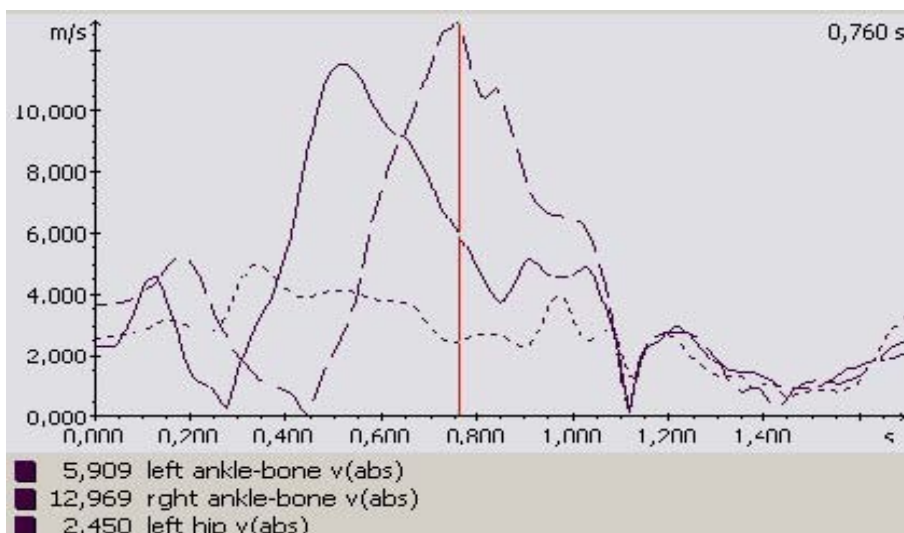


Obr. 8 Mikrofáza doskoku v čase prvého dotyku nôh s podložkou – vrcholový gymnasta

V čase doskoku sú najmarkantnejšie rozdiely v kvalite vykonania gymnastického tvaru premet vpred. Vrcholový gymnasta plynule a elegantne doskakuje, rýchlosti pohybu nôh, rúk a bokov sa zosúladujú a celkový pohyb sa amortizuje až do finálneho zastavenia v stoji. Naopak, študent FTVŠ po predchádzajúcej diskoordinácii a strate rýchlosti, musí ešte silovou prácou dolných končatín dokončievať prvok.



Obr. 9 Rýchlosť pohybu členkov a bokov - študent FTVŠ



Obr. 10 Rýchlosť pohybu členkov a bokov - vrcholový gymnasta

Na obrázkoch 9 a 10 sú zaznamenané rýchlosti vybraných segmentov. Jasne je vidieť dvojvrcholové rýchlostné maximá oboch členkov. Podstatný rozdiel je v tom, že študent FTVŠ má v prvej časti veľmi rýchlu švihovú nohu, ktorú potom odrazová noha nie je schopná v zostávajúcej časti dobehnúť. Tým sa dolné končatiny vôbec nezosúladi. Obrázok 10 ukazuje na optimálnu rýchlosť švihovej nohy vrcholového gymnasta (prvý rýchlostný vrchol), ktorú je schopná odrazová noha ešte dobehnúť (druhý rýchlostný vrchol). Toto sa udeje v predstihu pred doskokom a vtedy nastáva aj celková synchronizácia všetkých segmentov tela podieľajúcich sa na vysoko kvalitnom vykonaní premetu vpred.

## **Závery**

Výsledky poukazujú na veľkú variantnosť techniky premetu vpred u oboch probantov. Vrcholový gymnasta vykonáva všetky mikrofázy v ich kinematických optimách. Pri študentovi pozorujeme vývojovú techniku, ktorá okrem časovej a časovo-priestorovej modifikovanej techniky zaostáva za optimom hlavne v koordinácii vo všetkých sledovaných mikrofázach. Výsledky sú presné ale špecifické pre každého gymnastu. Pri optimálne vykonanom pohybovom tvare sú kinematické charakteristiky podstatných segmentov tela v ich optimách a v individuálnych maximách. Takéto riešenie každej z mikrofáz a následne ich optimálna synchronizácia umožňuje vykonať pohybový tvar na vrchol úrovni. V prípade vývojových štruktúr ako ukazujú predložené výsledky sú jednotlivých mikrofáz vykonávané s posunom synchronizácie a v iných polohách segmentov (pokrčené nohy, paže, predklonená hlava) a nedovoľujú uskutočniť pohybový tvar v jeho štandardnej technike.

## **Literatúra**

Duvač, I.: (2006): Meranie a testovanie v telesnej výchove a športe. In. Štruktúra poznatkovej bázy vied o športe. Bratislava : FTVŠ UK , s. 85-101

Psalman, V., Zvonař, M. (2007): Three dimensional biomechanical analysis as a mean for diagnostics of dynamic balance abilities. In: 4th FIEP European Congress Physical Education and Sports, Bratislava, Slovakia, p.111.

Zemková, E., Hamar, D., Pelikánová, J., Schickhofer, P. (2006): Postural sway response to different forms of resistance exercise. In: 11th annual Congress of the EUROPEAN COLLEGE OF SPORT SCIENCES, Lausanne, Switzerland, 2006, p.309.

## **MODIFICATIONS OF GYMNASTIC ELEMENT ANALYZED BY THREE DIMENSIONAL ANALYSIS**

**Vladimír PSALMAN**

Faculty of physical education and sports, Comenius University Bratislava, Slovakia

**Martin ZVONARĚ**

Faculty of sport studies, Masarykova Univerzita Brno, Czech republic

**SUMMARY:** This study takes care about kinetic analysis of key phases of chosen gymnastic element handspring (flip flap). Technique of this element is very different and with the help of three dimensional analysis we can clearly see possible modifications. Two 20 years old athletes were recorded by two synchronized video cameras. This brings three dimensional space which is real and very clear for understanding of each level of technique. Three dimensional biomechanical analysis with software Simi motion 3D allows to find exact values of kinetic parameters. They are trajectories, angles, velocities and accelerations of each body segment. These main segments (points, joints) were taken into the consideration: head, left arm, right arm, left elbow, right elbow, left wrist, right wrist, left hip, right hip, left knee, right knee, left ankle, right ankle. Modifications of specific movement are visible and based on this it is possible to evaluate the level of gymnastic skills and experiences.

**KEY WORDS:** kinetic analysis, SIMI MOTION, sport technique, gymnastic element handspring (flip flap)

### **2.3.5 Biomechanická 3D analýza hodu oštěpem**

Biomechanical 3D analysis of javelin throw

**Martin Sebera – Martin Novotný – Martin Zvonař – Lenka Beránková**

Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity

**Abstrakt:** Práce se věnuje biomechanickému rozboru techniky oštěpaře, za použití speciálního snímacího zařízení SIMI Motion. Srovnáním konkrétního pojetí techniky s technikou světové atletické špičky nám umožnilo odhalit slabiny v technickém provedení méně vyspělých oštěpařů. Mezi stěžejní nedostatky patří dlouhá doba zaujetí dvouoporového postavení 0,27 s - 0,29 s, atlet tak ztrácí horizontální rychlost, což negativně ovlivňuje výsledný výkon, dalším faktorem je horizontální složka odhodové rychlosti, která má ve vztahu k výsledné délce hodu nejvyšší korelační součinitel ( $r$ ) ze všech měřených parametrů (až  $r = 0,87$ ). Výsledkem výzkumu bylo rovněž předložení mechanismů nápravy a zvýšení sportovní výkonnosti. Ze závěrů vyplývá, že nejpodstatnější je zaměřit se na zlepšení přechodu do dvouoporového postavení s kladením důrazu na výraznou extenzi v koleni levé nohy – zaměřit se na rytmiizaci posledních kroků s důrazem na rychlé zaujetí dvouoporového postavení.

**Abstract:** This thesis is engaged in biomechanics analysis of javelin technical with help of special capture system SIMI Motion. It compares individual javelin style with style of the best world javelin throwers; it finds out the deficiency, ways how to fix that and improve the performance. One of main drawbacks is long time of two-foot position (0,27 s - 0,29 s), next factor is horizontal part of throwing speed. We found out, that the most important part of training is to improve transition into two-foot position. It's a methodical tool for athletes and their coaches.

**Klíčová slova:** biomechanická, pohybová analýza, 3D model, SIMI, snímání pohybu, hod oštěpem

**Keywords:** biomechanical, kinetic analysis, 3D model, SIMI, motion capture, javelin throws

## **Úvod**

Kde hledat rezervy ve sportovním výkonu? Co je příčinou rozdílu, který se projeví na cílové pásce nebo při měření vzdálenosti vrhačského pokusu? Jedním z mnoha faktorů ovlivňující konečný sportovní výkon je technické provedení daného pohybového úkolu. O teoriích sportovního výkonu a správné techniky jednotlivých disciplín se popsalo mnoho knih. Žádný převratný vývoj se v této oblasti čekat nedá a všechna biomechanická měření dávají stávajícím technikám zapravdu. Učebnicově realizovaný pohyb je v ideálním případě tím nejefektivnějším způsobem jak dosáhnout maximálního výkonu. Míra odchylek od ideálního modelu je potom také příčinou rozdílů mezi jednotlivými sportovci. Každá individualita však techniku své disciplíny absorbuje podle svých možností a předpokladů, podle zažitých pohybových stereotypů. Vytvoří tak svůj osobitý, zcela unikátní styl.

Hod oštěpem je jednou z technicky nejsložitějších atletických disciplín. O výkonu zde rozhoduje celá řada faktorů a z biomechanického hlediska se jedná o komplex působících sil

## **Cíl práce**

Cílem je vytvořit, popsat a analyzovat 3D model atletické disciplíny – hod oštěpem.

## **Varianta výzkumu**

Jedná se o případovou studii, kterou charakterizujeme jako rozbor stavu, vývoje a interakcí s prostředím jednoho jedince, k popisu a vysvětlení jejich stavů a vztahů k interním a externím ovlivňujícím faktorům. Případová studie zahrnuje záměrné pozorování v přirozených podmínkách (Hendl, 1999). Předmětem navržené případové studie je hodnocení vybraných kinematických parametrů v atletické disciplíně hodu oštěpem.

## **Použité metody**

- Předmětem modelování jsou vybrané činnosti v atletické disciplíně hodu oštěpem. Modelové řešení činností je východiskem pro nalezení pohybových prostředků.

- Rozhodující pro definování modelu je vymezení obsahu příslušných subsystémů technického základu pohybu. Nalezení a zdůvodnění příčinných pohybových aktů a operací, jenž vedou k realizaci konkrétní pohybové činnosti.
- Předmětem analýzy a syntézy byla určena část pohybového obsahu hodu oštěpem. Soustředili jsme se na pohybový obsah. Pro vymezení strukturálně podobných vrhačských dovedností, profilujících pohybových činností a jejich technických základů pohybu jsme použili kinematicko-geometrickou analýzu. Zdrojovým materiálem byl počítačově zpracovaný videozáznam. Videozáznam byl zpracován programem SIMI Motion, který umožňuje 3D analýzu.

### **Metodika sledování**

V rámci naší analýzy jsme se rozhodli podrobit rozboru techniku brněnského oštěpaře s osobním rekordem 71,40 m z roku 2007. Měření proběhlo v září 2007 v Brně na stadiónu Pod Palackým vrchem. Figurant provedl celkem 6 pokusů, 3 nejdelší jsme posléze analyzovali. Somatické parametry nejsou ideální, ale váha 95 kg a výška 183 cm poukazují na rychlostní a výbušný typ oštěpaře. Figurant je výborně fyzicky vybaven, což dokazuje tabulka 1, která shrnuje osobní rekordy oštěpaře ve vrhačsky relevantních disciplínách.

Tab. 1 Vybrané osobní rekordy sledovaného atleta

| <b>„disciplína“</b>                                     | <b>výkon</b> |
|---|--------------|
| Hod oštěpem   | 71,40 m      |
| 30 m  | 3,96 s       |
| Skok z místa  | 295 cm       |
| Hod 3 kg medicinbalem obouruč vrchním obloukem          | 18,6 m       |
| Hod 3 kg medicinbalem obouruč vrchním obloukem z nároku | 20,20 m      |
| Vrh koulí obouruč přes hlavu                            | 22 m         |

### **Zpracování obrazu biomechanické 3D analýzy**

Ve srovnání s většinou ostatních metod měření má analýza obrazu tu výhodu, že nemá přímý negativní dopad. To znamená, že stanovení kvantitativních rozměrů prostřednictvím měřicího systému nemá žádný dopad na chování měřeného objektu, protože samotné měření není prováděno na konkrétním objektu, ale na jeho obrazu.



## **Problémy související s analýzou obrazu**

Poté co byl pohyb nahrán, můžeme záběr analyzovat. Abychom analýzu mohli provést, musí být určeny body na těle nebo body, které jsou určitým způsobem důležité pro vykonání pohybu. Použitými body na těle jsou většinou průsečíky kloubních os nebo jejich středy. Při tomto určování můžeme narazit na několik chyb. Blíže (Sebera, 2007).

## **Identifikace bodů**

3D biomechanickou analýzu lze provést v závodě i na tréninku. Pro lepší identifikaci tzv. bifurkačních bodů jsou atletovi připevněny na vybrané části těla reflexní body, které budou sloužit jednak pro snazší rozpoznání pohybu jednotlivých segmentů z videozáznamu, jednak pro výpočet těžiště. Gubitzův model výpočtu těžiště vyžaduje informace o těchto bodech: hlava, levé a pravé rameno, levý a pravý loket, levé a pravé zápěstí, levý a pravý kyčel, levé a pravé koleno, levý a pravý kotník. V závodě není možné na atleta připevnit žádné reflexní body, vyhodnocení je posléze pracnější, není možné využít automatického trackování a automatického rozpoznání pomocí specializovaného softwaru SIMI Motion.

## **Vyhodnocení**

Provádíme s trenérem, k dispozici máme velké množství informací:

- délkové, úhlové, časové a rychlostní charakteristiky jednotlivých segmentů těla, resp. těžiště,
- jsme schopni sledovat úhly a postavení jednotlivých segmentů před, při a po odhodu, úhly vzletu a položení náčiní, postavení a vzájemnou polohu segmentů,
- dráhu těžiště, resp. jednotlivých segmentů v průběhu celého hodu ,
- poklesy rychlosti před během zaujímání odhodového postavení,
- dráhy, rychlosti a zrychlení v jednotlivých osách X, Y a Z trojrozměrného obrazu.

## **Získané výsledky a jejich interpretace**

### **Výsledek analýzy**

Po dokončení analýzy nabízíme několik výsledků jednak pro stanovení teoretických aspektů konkrétního výkonu, svěřencovi a jeho trenérovi předkládáme naše poznatky, které mohou sloužit k zpřesnění nebo ke změnám v tréninkovém procesu. Jedná se o:

- 3D model pohybu s možností náhledů a podhledů z jakékoliv perspektivy
- individuální biomechanická charakteristika vrhače
- možnost srovnání konkrétního analyzovaného oštěpaře s absolutní světovou špičkou, hledání jeho silných a slabých stránek
- možnost duálního porovnání parametrů výkonu, např. v přípravném a závodním období
- hledání výrazných odchylek od ideálního technického provedení
- kinogram (Manuál SIMI Motion).

Při sledování nezávisle proměnných aspektů vrhačského výkonu jsme se zaměřili na objektivně měřitelné parametry, jejichž hodnoty jsou k dispozici také u špičkových světových oštěpařů. Při porovnávání těchto proměnných jsme tak nebyli omezeni pouze hodnotami vysledovanými v rámci našeho měření, ale mohli jsme je okamžitě analyzovat i ve vztahu k nejlepším světovým výkonům.

Pro začátek uvádíme seznam parametrů výkonu, které jsme sledovali v rámci třech pokusů hodů oštěpem u oštěpaře (tab. 2).

Pro větší přehlednost jsme se rozhodli získané výsledky interpretovat v rámci tematických odstavců, které vždy měřený parametr výkonu zhodnotí v rámci vztahu k ideálnímu provedení, v rámci třech různých pokusů a také ve vztahu k pojetí špičkových oštěpařů. Vyhodnotíme slabiny a přednosti figurantovy techniky. V závěrečném shrnutí odhalíme příčiny nedostatků a s nalezením možností jejich eliminace.

Tab. 2 Tabulka sledovaných parametrů

| nezávislé proměnné   | formulace   | jedn. | DOP | P1    | P2   | P3   | ods.č. |
|--|---|-------|-----|-------|------|------|--------|
| délka měřeného hodu  |   | m     | max | 58,6  | 56,4 | 52,1 |        |
| trvání přípravné fáze (t1 - t2)  | <i>čas od dopadu pravé do zaujetí dvouoporového postavení</i>   | s     | min | 0,28  | 0,29 | 0,27 | a      |
| trvání odhodové fáze (t2 - t3)   | <i>čas od zaujetí dvouoporového postavení po okamžik odhodu</i> | s     | min | 0,11  | 0,09 | 0,12 |        |
| úhel v lokti odhodové ruky v momentu dokroku pravé nohy - ukončení impulsního kroku (L.u - t1) | <i>úhel tvořen třemi body: zápěstí/loket/rameno</i>             | °     | max | 159,4 | 171  | 152  | d      |

| nezávislé proměnné   | formulace  | jedn. | DOP   | P1    | P2   | P3   | ods.č. |
|--|--|-------|-------|-------|------|------|--------|
| úhel v lokti odhodové ruky v momentu zaujetí dvouoporového postavení - tzn. po dokroku levé nohy (L.u - t2)  | úhel tvořen třemi body: zápěstí/loket/rameno                       | °     | max   | 134   | 112  | 148  |        |
| úhel v lokti odhodové ruky momentu odhodu (L.u - t3)   | úhel tvořen třemi body: zápěstí/loket/rameno                       | °     |       | 130   | 144  | 125  |        |
| úhel v koleni levé nohy v momentu zaujetí dvouoporového postavení - tzn. po dokroku levé nohy (K.u - t2)   | úhel tvořen třemi body: kotník/koleno/kyčel                        | °     | max   | 168,5 | 148  | 143  | c      |
| maximální hodnota flexe v koleni levé nohy od zaujetí dvouoporového postavení - tzn. po dokroku levé nohy do momentu odhodu (K.u max flex - t2-t3) | úhel tvořen třemi body: kotník/koleno/kyčel                        | °     | min   | 121,1 | 128  | 107  |        |
| úhel v koleni levé nohy v momentu odhodu (K.u - t3)  | úhel tvořen třemi body: kotník/koleno/kyčel                        | °     | max   | 121,1 | 131  | 108  |        |
| odhodová rychlost (v.o. - t3)  | rychlost náčiní v momentu odhodu                                   | m/s   | max   | 27,7  | 33,2 | 29,7 | b      |
| výška odhodu   | vzdálenost odhodového zápěstí od roviny xy                         | m     |       | 2,2   | 2,46 | 2,3  |        |
| odhodový úhel  | tvořen dvěma body a rovinou: 1/2 oštěpu t3/1/2 oštěpu t4/rovina xy | °     | 32-42 | 33,9  | 31   | 32,5 |        |
| úhel vzletu oštěpu   | tvořen dvěma body a rovinou: hrot oštěpu/1/2oštěpu/rovina xy       | °     | 32-42 | 43,2  | 42,6 | 44,4 |        |
| položení oštěpu  | 13-12  | °     | 0     | 9,3   | 11,6 | 11,9 |        |
| akcelerační dráha v momentu dopadu pravé nohy (akc. dr. - t1)  | vzdálenost úchopu oštěpu od pravého boku na ose x                  | m     | max   | 1,14  | 1,1  | 1,14 | e      |
| akcelerační dráha v momentu zaujetí 2opo postavení (akc. dr. - t2)   | vzdálenost úchopu oštěpu od pravého boku na ose x                  | m     | max   | 0,89  | 0,89 | 1,17 |        |
| náběhová rychlost  | max. rychlost těžiště na ose x                                     | m/s   | max   | 9,1   | 8,96 | 8,7  | f      |
| výška těžiště při zaujetí dvouoporového postavení (Tz - t2)  | vzdálenost těžiště od podložky na ose z                            | m     | min   | 1,05  | 1,04 | 1,08 |        |
| výška těžiště v momentu odhodu (Tz - t3)   | vzdálenost těžiště od podložky na ose z                            | m     | max   | 1,05  | 1,07 | 1,08 |        |

| nezávislé proměnné   | formulace  | jedn. | DOP     | P1                           | P2   | P3   | ods.č. |
|--|--|-------|---------|------------------------------|------|------|--------|
| délka posledního kroku   | <i>vzdálenost pravého a levého kotníku při zaujetí 2opor. postavení</i>          | m     |         | 1,6                          | 1,43 | 1,6  |        |
| míra ukročení při zaujetí 2 opor postavení   | <i>vzdálenost pravého a levého kotníku při zaujetí 2opor. postavení na ose y</i> | m     |         | 0,41                         | 0,31 | 0,38 |        |
| vzdálenost od břevna při zaujetí 2 opor postavení  |  | m     | 2 - 2,5 | 4,8                          | 5,1  | 5,3  |        |
| absolutní posun těžiště od dopadu pravé po zaujetí 2 opor postavení (akcelerační dráha) (Tx - t1-t2) | <i>délka dráhy těžiště v daném čase na ose x</i>                                 | m     | max     | 10,57<br>-<br>12,74<br>=2,17 | 2,2  | 2    |        |

### Legenda:

DOP - doporučená hodnota

P1, 2, 3 - pokus číslo 1, 2, 3

ods.č. - odstavec, kde jsou dané proměnné analyzovány

t1 - okamžik došlapu pravé nohy na podložku – začátek přípravné fáze pro pravoruké oštěpaře (jednooporové postavení)

t2 - okamžik došlapu levé (oporné) nohy na podložku – zaujetí dvouoporového postavení

t3 - okamžik odhodu

L.u - úhel v lokti (pravém)

K.u - úhel v kolenní (levém)

K.u max flex - maximální hodnota flexe v kolenní

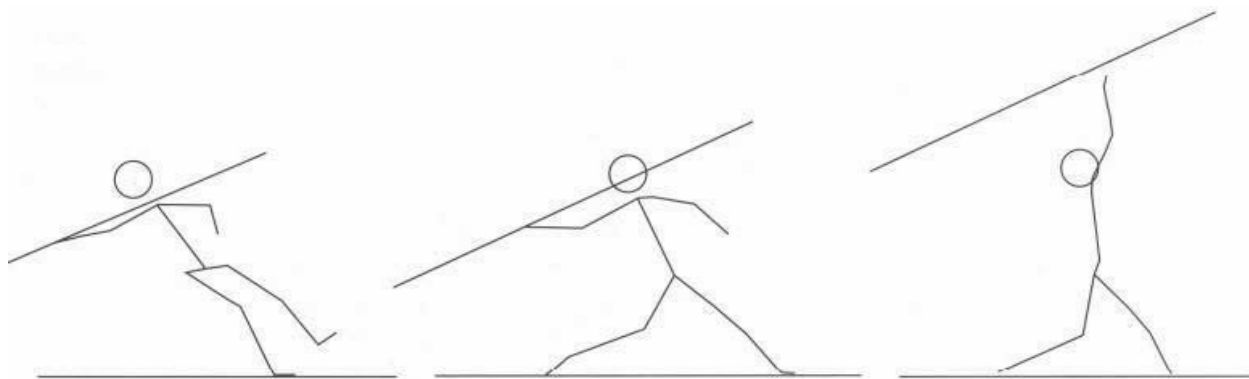
Tx - posun těžiště

Tz - výška těžiště

Vlastní biomechanickou analýzu techniky jsme zaměřili především na přípravnou a odhodovou fázi hodů. Právě tyto fáze jsou nejdůležitější ve vztahu ke konečnému výkonu a umožňují nám tak nejlépe porovnávat jeho technické provedení se styly špičkových atletů.

Jako hlavní časové body jsme stanovili následující (obr. 1):

- **t1** – došlap pravé nohy – ukončení impulsního kroku a zaujetí jednooporového postavení pro pravoruké oštěpaře; začátek přípravné fáze
- **t2** – došlap levé nohy – zaujetí dvouoporového postavení pro pravoruké oštěpaře; začátek odhodové fáze
- **t3** – oštěp je vypuštěn – okamžik odhodu



Obr. 1 Časové body t1, t2 a t3

Komentář k výsledkům je členěn podle tématických odstavců z tab. 1. Na konci každého odstavce provádíme krátké shrnutí s naznačením pozitivních (silných) stránek a negativních aspektů (nedostatků) v provedení figuranta. Používáme k tomu znaky plus (+) a minus (-).

#### **a) Délka trvání přípravné a odhodové fáze**

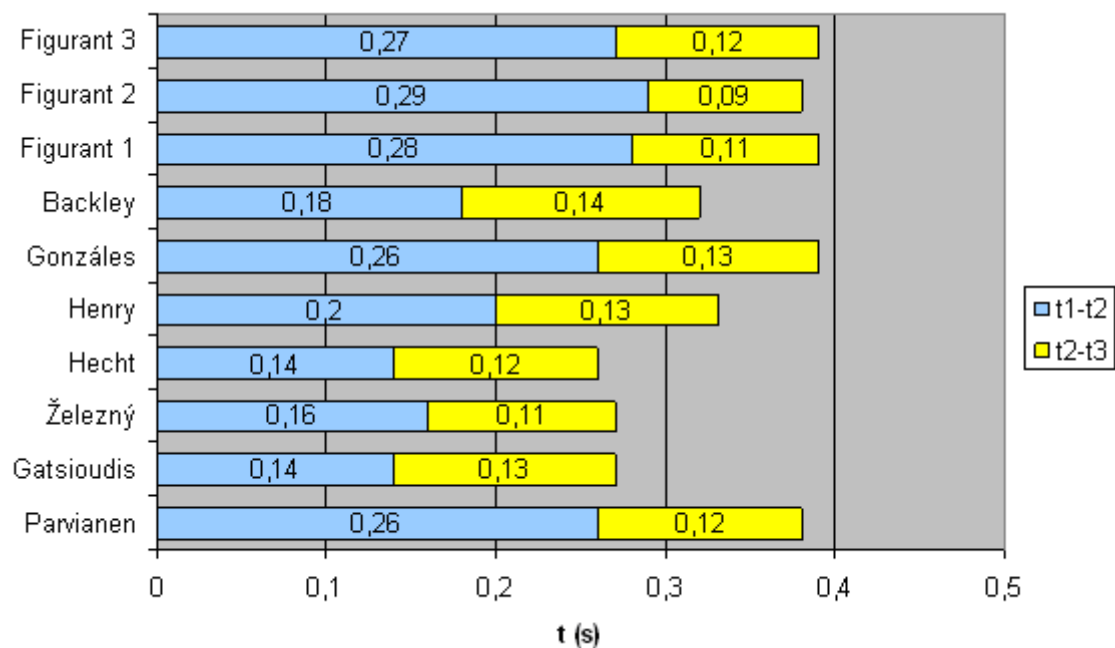
Tyto parametry přímo vychází z časových bodů t1, t2 a t3 zmíněných výše

- Přípravná fáze: doba mezi t1 a t2
- Odhodová fáze: doba mezi t2 a t3

Největší rozdíly můžeme zaznamenat při porovnávání délky trvání přípravné fáze, která vyjadřuje rychlost zaujetí dvouoporového postavení. Podle (Kněnický, 1977), levá noha po ukončeném odrazu do přeskočce se co nejrychleji přemísťuje nízko nad zemí do opory. Časový interval mezi dokrokem pravé nohy a zapřením levé nohy o zem musí být co nejmenší a ve značné míře rozhoduje o kvalitě finální fáze hodů.

Všechny pokusy se vyznačují dlouhou dobou zaujetí dvouoporového postavení 0,27 s - 0,29 s, figurant tak ztrácí horizontální rychlost a je negativně ovlivněn výsledný výkon. Rychlost provedení odhodové fáze je však na velmi vysoké úrovni 0,9 - 0,11 s, což však

může být důsledkem krátké dráhy, po kterou v odhodové fázi na oštěp působí. Srovnání se světovými oštěpaři obsahuje obr. 2.



Obr. 2 Trvání přípravné a odhodové fáze

- rychlost zaujetí dvouoporového postavení

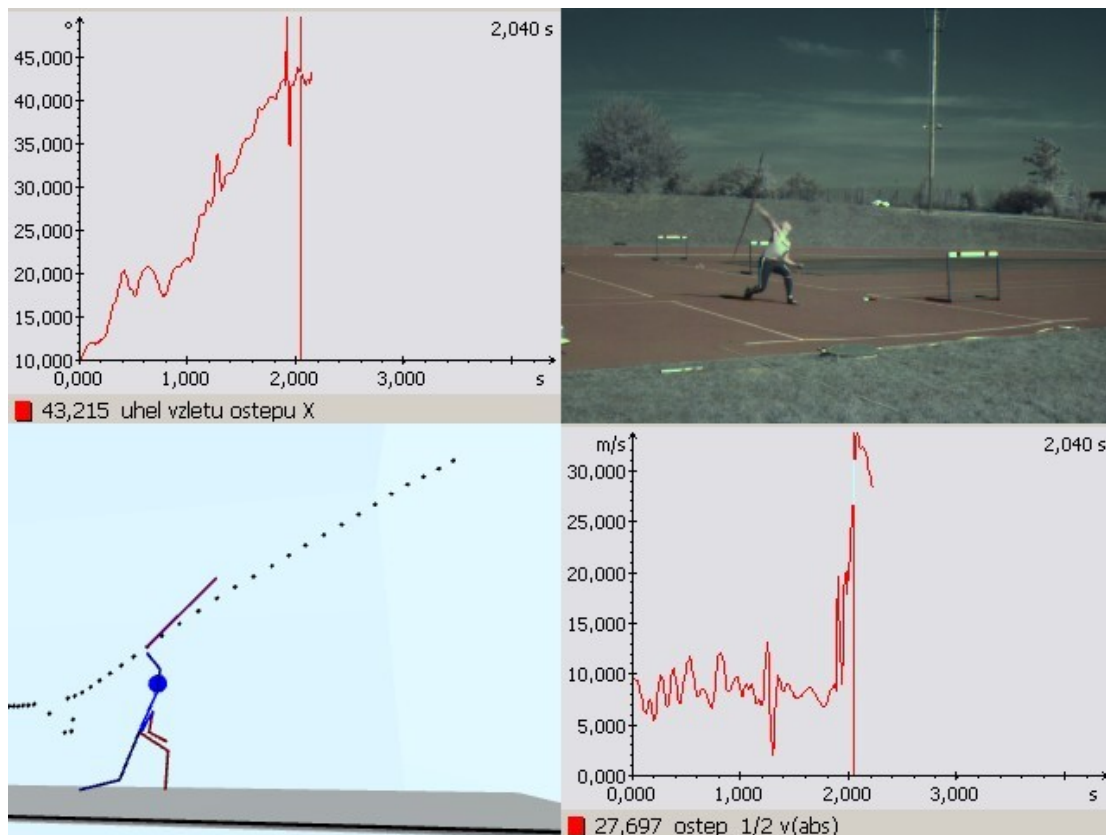
+ rychlost provedení odhodu

### b) Parametry odhodu (výška odhodu, odhodový úhel a položení oštěpu)

Výška odhodu je jedním z parametrů, který ovlivňuje výslednou letovou dráhu oštěpu. Je závislá na výšce oštěpaře, boční stabilizaci trupu a úhlu v kolenu přední oporové nohy v momentu odhodu. Oštěpaři by se měli snažit odhazovat oštěp co možná nejvýš, ovšem vždy musí udržovat kontakt s podložkou. Výška odhodů u našeho figuranta dosahovala v porovnání se světovými oštěpaři extrémních hodnot 2,20 – 2,46 m. Při třetím pokusu (2,30 m) je příčinou pravděpodobně nevládnutá předodhodová fáze, kdy se v momentu vypuštění dostává takřka do jednooporového postavení, při absenci opory na zadní pravé noze. To v kombinaci s úhlem v lokti odhodové paže (viz. tab. 2, odstavec d) a ztrátou stability, která zapříčinila vychýlení na levý bok, umožnilo vypustit oštěp v relativně velké výšce.

Podle (Vindušková, 2003), pokud zvýšíme místo odhodu, zvětší se automaticky délka dopadu. Se zvyšující se výškou odhodu se automaticky zvyšuje délka (vodorovná

vzdálenost) dopadu náčiní. To znamená, že vrhači vyšší postavy mají automaticky výhodu oproti menším.



Obr. 3 -  $\uparrow\leftarrow$  graf úhlu vzletu oštěpu;  $\uparrow$  snímek z kamery;  $\downarrow\leftarrow$  schéma vzletu oštěpu a dráhy odhodu;  $\downarrow$  graf odhodové rychlosti

Dalšími parametry ovlivňujícími vzdálenost hodu jsou odhodový úhel, úhel vzletu oštěpu a konečně položení oštěpu, které závisí na předchozích dvou proměnných. Odhodový úhel je dán vektorem rychlosti a horizontální rovinou a položení oštěpu tak znamená rozdíl mezi úhlem odhodu a úhlem vzletu oštěpu (obr. 3).

Podle (Kněnický, 1977) pro maximální délku šikmého hodu nám fyzikální zákony určují jako nejpříznivější úhel  $45^\circ$ , odhodový úhel oštěpu je však vždy, jak je potvrzeno skutečností, pod  $42^\circ$ . Zmenšení odhodového úhlu se tedy vyplatí, je však možné jen do určité hranice. Příliš malý úhel způsobuje stržení oštěpu a plochou dráhu jeho letu. Při větším než optimálním úhlu letí oštěp do zbytečné výšky, jeho dráha je strmá. Oba hody jsou neekonomické, výkon neodpovídá vynaloženému úsilí.

Teoretické odhodové úhly by se měly pohybovat mezi  $32^\circ$  -  $37^\circ$  a úhel položení by neměl přesáhnout  $+8^\circ$ . Figurant při svém nejdelším pokusu odhazoval pod úhlem  $33,9^\circ$  což se pozitivně promítlo do výkonu, ovšem úhel položení  $+9,3^\circ$  již naznačuje přílišné podržení oštěpu. Další pokusy se vyznačují příliš nízkým odhodovým úhlem, při

druhém pokusu dokonce 31°. Třetí pokus vykazuje úhel položení až +11,9°, což je příčinou velmi neefektivní letové dráhy a velkého odporu prostředí působícího na plochu oštěpu.

Tab. 3 Odhodové parametry

| Atlet      | Výkon<br>(m) | Rychlost<br>odhodu<br>(m/s) | Výška<br>odhodu<br>(m) | Úhel<br>vzletu<br>(°) | Odhodový<br>úhel<br>(°) | Položení<br>oštěpu<br>(°) |
|------------|--------------|-----------------------------|------------------------|-----------------------|-------------------------|---------------------------|
| Parvianen  | 89,52        | 29,7                        | 2,14                   | 35,7                  | 36,6                    | -0,9                      |
| Gatsioudis | 89,18        | 29,6                        | 1,90                   | 37,5                  | 31,6                    | 5,9                       |
| Železný    | 87,67        | 29,2                        | 1,80                   | 36,9                  | 31,1                    | 5,8                       |
| Hecht      | 85,24        | 28,5                        | 2,09                   | 41,7                  | 40,1                    | 1,6                       |
| Henry      | 85,43        | 28,1                        | 1,99                   | 25,3                  | 32,1                    | -6,8                      |
| Gonzáles   | 84,32        | 29,4                        | 1,83                   | 36,5                  | 27,7                    | 8,8                       |
| Backley    | 83,84        | 28,5                        | 2,08                   | 40,8                  | 35,3                    | 5,5                       |
| Figurant 1 | 58,60        | 27,7                        | 2,20                   | 43,2                  | 33,9                    | 9,3                       |
| Figurant 2 | 56,40        | 33,2                        | 2,46                   | 42,6                  | 31,0                    | 11,6                      |
| Figurant 3 | 52,10        | 29,7                        | 2,30                   | 44,4                  | 32,5                    | 11,9                      |

Nejzávažnější činitel, který má vliv na délku hodu, je odhodová rychlost. Každá změna této rychlosti má pro výkon daleko větší význam než procentuálně stejná změna úhlu (Kněnický, 1977). Horizontální složka odhodové rychlosti má ve vztahu k výsledné délce hodu nejvyšší korelační součinitel ( $r$ ) ze všech měřených parametrů. Podle (Kravcev, 1974 in Šimon, 2004) až  $r = 0,87$ .

Figurant dosahuje špičkových hodnot odhodové rychlosti – při druhém pokusu dokonce 33,2 m/s, ovšem vzhledem k jeho pojetí přílišného strhávání oštěpu lze vyvozovat, že převážná část výsledné rychlosti je tvořena složkou vertikální. Celkové srovnání odhodových parametrů můžete vidět v tabulce č. 3. a ilustrační záběry vyhodnocování jednotlivých proměnných (konkrétně nejdelší pokus – 58,60 m, čas t3) na obrázku 3.

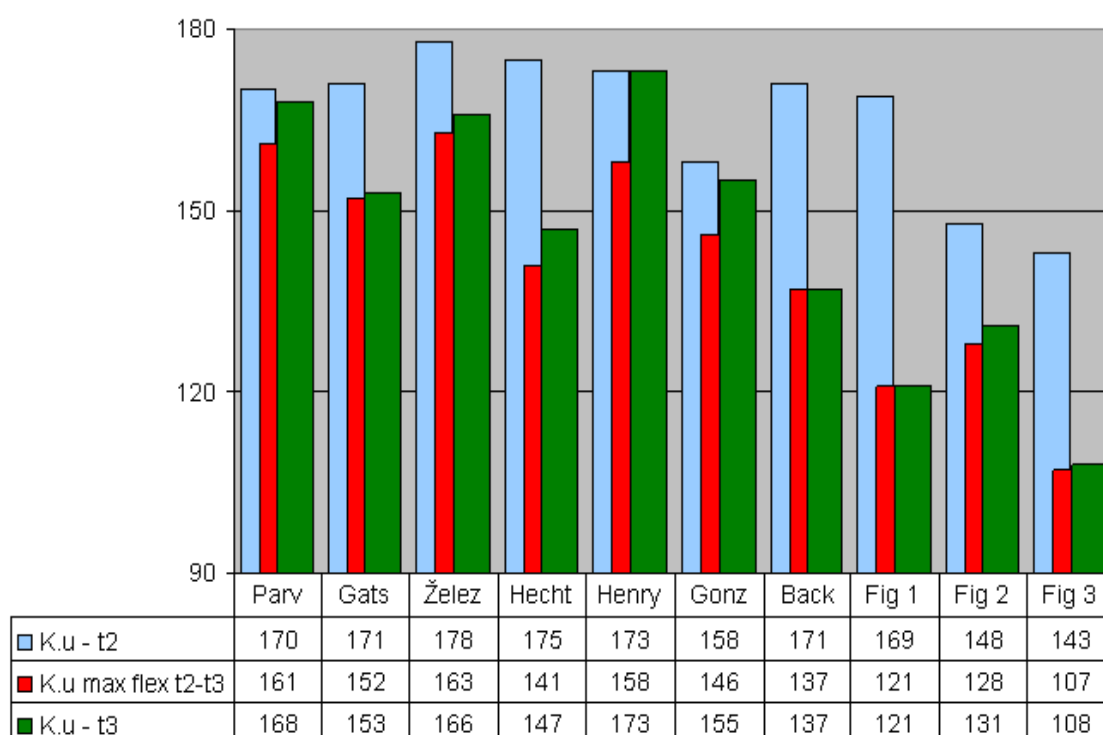
- přílišné položení oštěpu resp. úhel vzletu, vysoký podíl vertikální rychlosti při odhodu
- + výška odhodu, rychlost odhodu



### c) Úhel v kolenu levé oporné (brzdící) nohy

Brzdící a oporová funkce levé nohy při zaujetí dvouoporového postavení a samotné fázi odhodu je nezbytná pro dosažení maximální odhodové rychlosti. Umožňuje efektivní přenesení horizontální rychlosti nabyté atletem v rozběhu do kinetické rychlosti působící na oštěp. Schopnost realizovat tento transfer je dobře patrná právě na úhlu oštěpařova brzdného kolene. Právě tato akce se zdá být rozhodující složkou výkonu vzhledem k faktu, že 60 % kinetické energie oštěpu je generováno v posledních 50 ms před odhodem (Campos, 1999). Koleno levé nohy je mírně pokrčeno v okamžiku, kdy koleno pravé nohy přešlo do polohy souhlasné s rovinou hodu. Zapřením levé nohy je zajištěna fixace levé strany oštěpařova těla (Kněnický, 1977).

Teoretická východiska efektivity hodu vycházejí z principu zachování maximální extenze v kolením kloubu levé oporné nohy, který by měl svírat úhel v rozmezí 160°-180°, přičemž maximálních hodnot extenze je třeba dosáhnout v okamžiku odhodu. Levá noha tak funguje jako jakási páka. Obr. 4 poukazuje na úhel v kolenu levé nohy v čase t2, při maximální flexi během odhodové fáze a v čase t3.



Obr. 4 Úhel v kolenu levé nohy v čase t2, při maximální flexi a čase t3

Figurant má v této složce výkonu velké nedostatky. Přes 160° extenze se dostal pouze při svém nejdelším pokusu a to jen v momentu zaujetí dvouoporového postavení ((K.u-t2 = 169°). Ostatní hodnoty jsou velmi tristní, především fakt, že největší míra flexe v kolením kloubu (K.u max flex) je prakticky vždy shodná s hodnotou flexe v momentě odhodu (Ku-t3). Tento fakt poukazuje na velmi špatný přenos energie atleta do oštěpu. Při nejkratším pokusu dosáhla flexe v kolenu při odhodu dokonce 108°, což oštěpaři v podstatě nedovoluje zapojit opornou nohu do pákové systému energetického transferu. Nikdo ze světové špičky nemá hodnotu maximální flexe shodnou s flexí v momentu odhodu. Výjimkou je Backley, ovšem i ten je schopný hod realizovat s extenzí větší řádově o 10° než náš figurant. Domníváme se, že tento faktor je největší slabinou figurantovy výkonnosti.

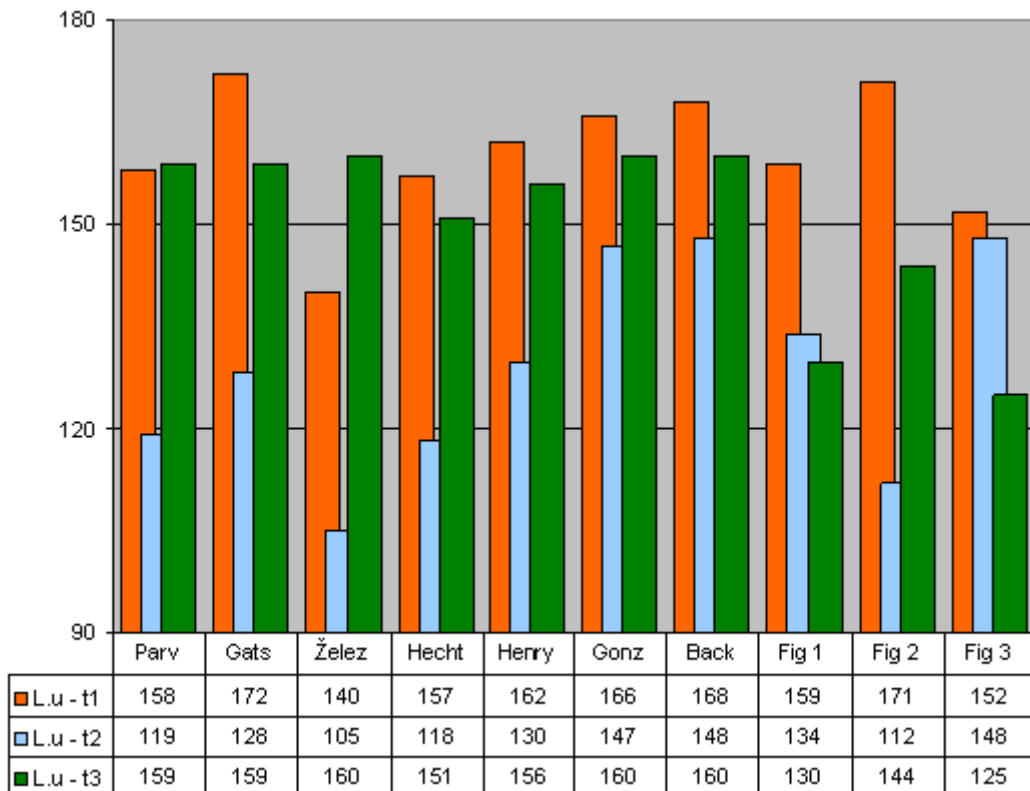
- prakticky celá práce oporné nohy

#### **d) Úhel v lokti pravé (odhodové) paže**

Úhel svírající loket odhodové paže je v odborné literatuře často zmiňovaným parametrem výkonu a faktorem ovlivňujícím přenos kinetické energie na oštěp. Z pohledu oštěpařské techniky by odhodová paže měla dosahovat maximální extenze až do chvíle t2 (zaujetí dvouoporového postavení) s ohledem na snahu dosáhnout maximálního zrychlení náčiní v odhodové fázi. Čím napjatější paže je, po tím delší dráze atlet na oštěp působí a tím větší zrychlení mu udílí.

Klíčový činitel je práce pravé paže, která byla až dosud pasivní a snažila se jen udržet oštěp v přímém směru a pod příslušným úhlem. Pravá paže zůstává co nejdéle a nejdále vzadu. I když je napjata, hod se neprovádí napjatou paží. Záleží na individuálních schopnostech, dokdy má být napjata. Oštěpaři s uvolněným pletencem ramenním ji mohou mít napjatou déle, „tvrdší“ musí začít s pohybem dříve (Kuchen, 1969).

Při pozorování extenze v loketním kloubu odhodové paže jsme se opět soustředili na hodnoty ve třech časových bodech t1, t2, t3 (obr. 5). Nejvyšší hodnoty extenze v čase t1 dosáhl figurant při svém druhém nejdelším pokusu - 171°, ale při tomto pokusu měla míra extenze v čase t2 zároveň hodnotu nejmenší - 112°.



Obr. 5 Úhel v lokti odhodové ruky v časech t1, t2 a t3

Při porovnání hodnot v časech t1 a t2 se světovou špičkou nejsou figurantovi parametry významněji rozdílné. Rozpětí hodnot extenze špičkových oštěpařů se pohybuje od 140° do 172° v čase t1, resp. 105° - 147° v čase t2. Figurant potom 152° - 171° (t1) a 112° - 148° (t2). Obrovský rozdíl však můžeme registrovat v čase t3. Figurantovy hodnoty 130°, 144° a 125° jsou výrazně nižší než „světový průměr“ přesahující 156° (obr. 5). Přílišné pokrčení lokte při odhodu tak opět zamezuje dostatečnému kinetickému přenosu a výrazně zmenšuje poloměr otáčení, po kterém paže jako páka udává oštěpu zrychlení.

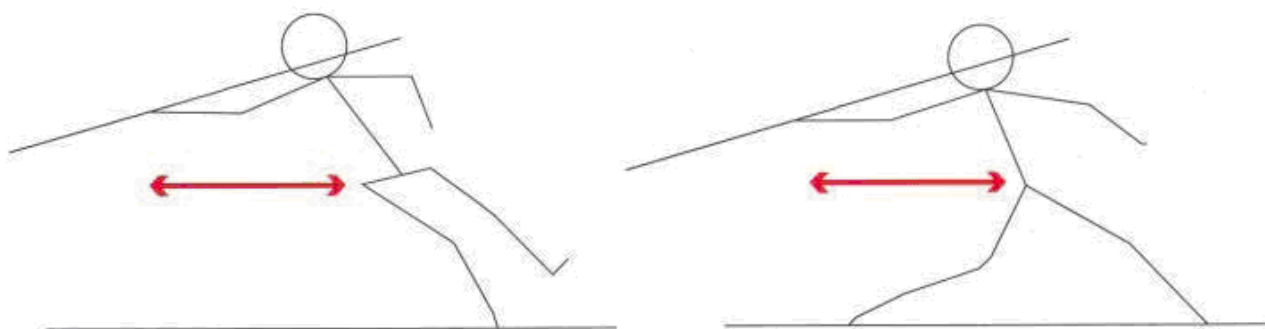
- míra flexe v čase t3

+ extenze v časech t1 a t2

### e) Akcelerační dráha

Akcelerační dráha oštěpu bývá zmiňována jako významný výkonnostní ukazatel atleta. Dlouhá dráha usnadňuje optimální působení sil na oštěp a umožňuje uskutečnit efektivněji proces smrštění zapojených svalových skupin. Důležitost délky působení na

náčíní je zdůrazňováno v literatuře, včetně dvou různě definovaných parametrů souhrnně nazývaných „Akcelerační dráha“. Ta je definována jako horizontální vzdálenost pravého boku oštěpaře od těžiště oštěpu v momentu zaujetí jednooporového postavení v čase  $t_1$ . Nebo také jako horizontální vzdálenost pravého boku oštěpaře od středu vynutí oštěpu v momentu zaujetí dvouoporového postavení v čase  $t_2$  (Campos, 1999). Ilustrační animace je na obr. 6.

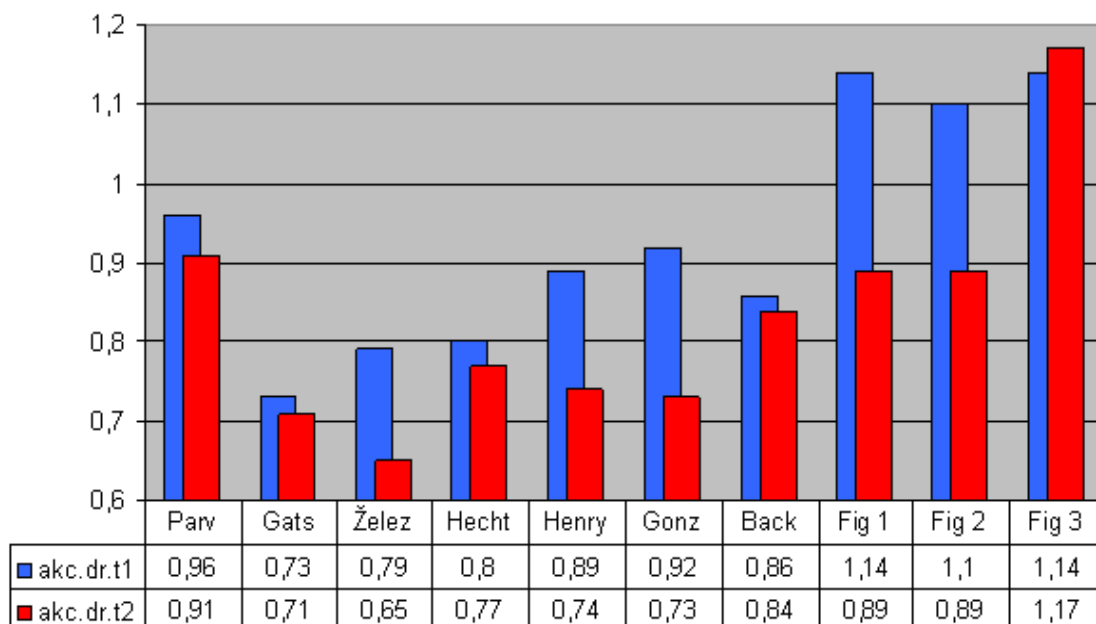


Obr. 6 Akcelerační dráha v časech  $t_1$  a  $t_2$

Světový oštěpaři se zde pohybují v intervalu  $t_1 - 0,73 \text{ m} - 0,96 \text{ m}$ ;  $t_2 - 0,65 \text{ m} - 0,91 \text{ m}$ . Platí pravidlo, že všichni dosahují delší akcelerační dráhy v čase  $t_1$ . Figurant v tomto parametru dosahuje extrémních hodnot a paradoxně při svém nejhorším pokusu také popírá pravidlo kratší dráhy v momentě zaujetí dvouoporového postavení (graf. 4). V čase  $t_1$  dosahuje vzdálenost jeho pravého boku od středu vynutí oštěpu  $1,14 \text{ m}$  a v čase  $t_2$  dokonce maxima  $1,17 \text{ m}$ .

Příčiny tohoto zjištění můžeme hledat v kvalitním impulsním kroku a také ve snaze o maximální délku posledního kroku (dvouoporového postavení), který může definovanou akcelerační dráhu absolutně prodloužit (viz následující odstavec).

Jak víme z předchozího, extenze v lokti odhodové paže nehraje v délce akcelerační dráhy významnou roli, jelikož je v případě figuranta prakticky srovnatelná s úrovní ostatních oštěpařů.



Obr. 7 Akcelerační dráha v čase t1 a t2

Obecně vzato je tento parametr výsledkem komplexní technické a fyziologické úrovně oštěpaře a výsledné hodnoty je třeba analyzovat s ohledem na předchozí zjištění (Campos, 1999).

- delší akcelerační dráha v čase t2 pravděpodobně není žádoucí

+ výjimečně dlouhé hodnoty akceleračních drah

#### f) Další relevantní parametry ovlivňující výkon

- Velký rozsah pohybů figurant deklaroval již v odstavci akceleračních drah a potvrdil jej i při měření absolutního posunu těžiště v době t1 – t2, tzn. během kroku zaujímání dvouoporového postavení. Hodnota dráhy těžiště dosahovala v maximu 2,2 m.
- Rozběh musí být vyměřen tak, aby přeskok nebyl prováděn příliš blízko u odhodového břevna - obavy z přešlápnutí by se nepříznivě projevíly při odhodu. Také ale ne příliš daleko, hod se měří až od oblouku a závodník by se poškozovalo. Nejlépe je to ve vzdálenosti 2 - 2,5 m od oblouku (Bartušek, 1968).
- Figurant při všech měřených pokusech odhazoval výrazně daleko od odhodové čáry (4,8 m, 5,1 m, 5,3 m). Jeho opatrnost však byla poměrně zbytečná, neboť

výška těžiště v odhodové fázi dosahovala velmi nízkých hodnot a umožňovala mu tak pohodlné tlumení horizontální rychlosti.

- Rychlost rozběhu v jeho závěrečné části se pohybuje u mužů v rozmezí 6-8 m/s (Šimon, 2004)
- Figurant dosahoval špičkových hodnot maximální dosažené horizontální rychlosti. Hodnoty kolem 9 m/s poukazují na obrovský fyzický a výkonnostní potenciál oštěpaře, pokud bude schopný přenést horizontální rychlost a kinetickou energii získanou náběhem do oštěpu pomocí dostatečných pák levé nohy a pravé paže.
- Chodidlo levé nohy došlapuje asi na šířku stopy až ramenou vlevo od pravého chodidla (Kuchen, 1969).
- Míra ukročení do boku v čase  $t_2$  zcela odpovídá požadavkům na oštěpařskou techniku 0,41 m; 0,31 m; 0,38 m.
- Výška těžiště při zaujetí dvouoporového postavení a výška těžiště v momentu odhodu byla prakticky při všech pokusech shodná a pohybovala se okolo 1,05 m. Ovšem podle (Kuchen, 1969) by oštěpař měl zvednout těžiště těla přes levou nohu vzhůru a vypustit oštěp nad levou nohou.
- Figurant se však snaží o příliš dlouhý poslední krok a „dlouhé“ zaujetí dvouoporového postavení. Neúměrně předkopává levou oporovou nohu a prodlužuje tak délku posledního kroku (1,6 m; 1,43 m; 1,6 m), ze kterého není schopný udržet optimální úhel v kolenu a využít tak pákového principu hodu. Příliš dlouhý krok je také příčinou neschopnosti zvednout těžiště při odhodové fázi a aktivně tak působit na dráhu oštěpu.

### **Diskuze**

V předchozí kapitole jsme porovnali několik aspektů techniky našeho figuranta s vrcholovými oštěpaři, kteří svoji výkonnost dlouhodobě dokazují výkony atakujícími devadesátimetrovou hranici. Nejedním výsledkem našeho rozboru byl poměrně zajímavý. Můžeme konstatovat, že v mnoha parametrech sportovního výkonu a pojetí techniky se figurant naprosto vyrovnává oštěpařské elitě a v některých faktorech je dokonce schopný ji předčit.

Hod oštěpem však představuje velmi komplexní a náročný pohybový úkol a sladění všech faktorů technického provedení je nezbytné pro dosažení špičkového výkonu.

Slabiny, které se v našem porovnávání objevily, mají obrovský vliv na výkonnost oštěpaře, přestože mnoho ostatních parametrů se může jevit jako nadprůměrné.

Největší figurantovou předností je velký fyzický potenciál a pohybový rozsah. Je velmi dobře silově a rychlostně vybaven a má veškeré předpoklady k dosažení vrcholných výkonů.

Nezbytné však bude odstranit několik technických chyb, které celkový výkon velice sráží. Nejpodstatnějšími nedostatky jsou velké rezervy ve využívání „pákových“ principů přenosu kinetické energie z horizontální formy tvořené rozběhem do kinetické energie oštěpu. Snaha o protažení posledního kroku a příliš dlouhý postoj v dvouoporovém postavení zabraňuje oštěpaři zaujmout výhodnou pozici přední oporné nohy s maximální možnou extenzí v kolenu. Naopak zde dochází k výrazné flexi, která způsobuje ztrátu horizontální rychlosti kumulované rozběhem a znemožňuje plynulý pohyb vpřed z dvouoporového postavení. Pokrčené koleno nepouští zbytek těla vpřed, kyčel tak nemůže přes napnuté koleno urychlovat tělo v horizontálním směru. Z pokrčeného kolene, které se postupně napíná, se velká část energie transformuje především v energii vertikální, což není při hodů oštěpem žádoucí. V návaznosti na tuto skutečnost pak oštěpař v odhodové fázi příliš ohýbá loket a tato flexe odhodové paže se opět negativně promítá do celkového zrychlení, které má paže oštěpu udělit. V konečném důsledku tak přebytek vertikální složky odhodové rychlosti působí nepříznivě také na položení oštěpu při odhodu. Dochází k přílišnému podtržení oštěpu v odhodové fázi. Oštěp tak při letu opisuje neefektivní dráhu, stoupá příliš vysoko a pak prudce klesá. Vzhledem k položení náčiní při odhodu na něj tak působí velký odpor vnějšího prostředí a zpomaluje jej. Je třeba si uvědomit, že při takto položeném oštěpu působí značná část horizontální složky odhodové rychlosti do vynutí oštěpu, ovšem takřka kolmo na směr odhodu. V takovém případě dochází ke známému „rozvibrování“ hrotů oštěpu, zhoršují se letové charakteristiky náčiní a značná část odhodového úsilí tak přichází vniveč.

Menším nedostatkem je pak příliš velká vzdálenost od odhodového břevna v okamžiku vypuštění oštěpu resp. při zaujetí dvouoporového postavení. Pohyb těla vzhůru způsobený napínáním kolene přední nohy z původně výrazné flexe působí jako výskok z podřepu a znesnadňuje oštěpaři zvládnout doznění horizontální energie na kratším prostoru.

Vyřešení problému s nedostatečnou extenzí v levém kolenu by tak mělo vyřešit i problém přílišné rezervy určené k přeskoku a doznění odhodu.

### **Závěry**

Tento způsob pohybové analýzy je velkým přínosem pro komplexní představu o libovolné pohybové činnosti. Pro sportovního trenéra se pak může stát vítanou pomůckou při řešení specifických pohybových úkolů. I ten nejzkušenější trenér či expert nepostihne všechny aspekty provedení komplexnějšího pohybu pouhým okem a díky videozáznamu si alespoň může potvrdit svoje praxí nabyté zkušenosti nebo ověřit nové domněnky. Získané výsledky ověřené exaktním měřením mohou být také motivačním faktorem samotného oštěpaře, který pochybuje o tvrzení trenéra, založeném na pouhé schopnosti vizuálního odezírání technických nedostatků.

Jako doporučení pro trenéra a jeho svěřence vyplývající z našeho konkrétního rozboru bychom uvedli především:

- zlepšení přechodu do dvouoporového postavení s kladením důrazu na výraznou extenzi v kolenu levé nohy – zaměřit se na rytmizaci posledních kroků s důrazem na rychlé zaujetí dvouoporového postavení;
- koncentrace na extenzi loketního kloubu odhodové paže ve fázi odhodu
- úpravu rozběhu, přesunutí odhodu blíže k odhodovému břevnu

### **Literatura**

Bartušek, B. *Lehká atletika*. 1. vyd. Brno: UJEP, 1968. 197s.

Čelikovský, S. *Pohybové schopnosti a jejich struktura jako užité hodnoty tělesných cvičení*: Zpráva o výzkumu dílčího úkolu státního badatelského plánu. UK Praha, 1973.

Dovalil, J. a kol. *Výkon a trénink ve sportu*. Praha: Olympia, 2002. 336 s. ISBN: 80-7033-928-4

Dovalil, J. *Pohybové schopnosti a jejich rozvoj ve sportovním tréninku*. Praha: Olympia, 1986.

Hendl, J. *Úvod do kvalitativního výzkumu*. Praha: Karolinum, 1999. 278 s. ISBN 80-246-0030-7

Choutka, M. *Teorie a didaktika sportu*, 1. vyd Praha: St. ped. nakl., 1976.

Choutka, M.; Dovalil, J.: *Sportovní trénink*. Praha: Olympia, 1991, s. 136-150.



Janura, M.; Zahálka, F. *Kinematická analýza pohybu člověka*, Olomouc: 2004 1. vyd. ISBN 80-244-0930-5.

Kampmiller, T. *Sborník vědeckých prací III*. 1. vyd. Bratislava: SVS, 1999. 80-968252-0-8, 3-12 s.

Karas, V. *Biomechanika tělesných cvičení*. 1. vyd. Praha: SPN, 1990. 80-04-20554-2, 12 – 13s.

Kněnický K. a kol., *Technika lehkootletických disciplín*. Státní pedagogické nakladatelství v Praze jako svou publikaci č.73-08-02 v roce 1977.

Kovařík; Langer, F. *Biomechanika tělesných cvičení*. 1. vyd. Praha, 1975. 56, 59 s.

Kuchen, A. *Atletika – vrhy*. 1. vyd. Bratislava: STV, 1977. 196s.

Kuchen, A. *Lehkootletické hody a vrhy*. 1. vyd. Praha: Olympia, 1971. 164 s. 77-024-76

Kuchen, A. *Teória a didaktika atletiky*. 1. vyd. Bratislava: Slov. PN, 1987. 379 s.

Luža, J. *Technika atletických disciplín*. 1. vyd. Brno: MU, 1995. 78s. ISBN 80-210-1127-0

Manuál SIMI Motion. SIMI Reality Motion Systems GmbH. [www.simi.com](http://www.simi.com)

Sebera, M. *Využití multimediálních prostředků v práci trenéra atletiky*. Brno: MU. 2006. 1. trenérské třídy atletiky. Závěrečná práce.

Sebera, M.; Michálek, J.; Cacek, J.; Lajkeb, P. *Jednoduchá biomechanická analýza během 3 minut*. In *Atletika 2006*. FTVŠ UK Bratislava. ISBN: 80-89257-01-1, s. 191-195.

Sebera, M.; Joukal, S.; Zvonař, M. *3D biomechanická analýza v atletice*. *Atletika*, Praha, 59, 6, 2007 od s. 1-2, 2 s. ISSN 0323-1364.

Šimon, J. *Atletické vrhy a hody*. 1. vyd. Praha: Olympia, 2004. 236 s.

Vacula, J. *Trénink lehkootletických disciplín*. Praha: SPN, 1975. 391 s.

Vindušková, J. a kol. *Abeceda atletického tréninku*, edice atletika vydalo nakladatelství Olympia Praha 2003. ISBN 80-7033-770-2

Vomáčka, V. a kol. *Hody a vrhy*. Praha: Olympia. 1980.

Vrábel, J. *Lehká atletika vrhů a hodů*. 1. vyd. Bratislava:SÚV, 1990. 70,71 s. 77-024-69

### **Elektronické zdroje**

Freeman, W. T et al. *Computer Vision for Interactive Computer Graphics*. [online]. 1998. [cit. 19. 5. 2008] Dostupné na <http://www.merl.com/papers/docs/TR99-02.pdf>

Campos, J; Brizuela, G.; Ramón, V. *Three-dimensional kinematic analysis of elite javelin throwers*. [online]. 1999. [cit. 19. 5. 2008] Dostupné na

[http://www.coachr.org/threedimensional\\_kinematic\\_analysis\\_of\\_elite\\_javelin\\_thrower.htm](http://www.coachr.org/threedimensional_kinematic_analysis_of_elite_javelin_thrower.htm)

SIMI – Motion system. [cit. 19. 5. 2008] Dostupné na <http://www.tracksys.co.uk/product-details.php?id=6>

The Canadian Athletics Coaching Centre – biomechanics javelin section. [cit. 19. 5. 2008]. Dostupné na <http://www.athleticscoaching.ca/?pid=7&spid=37&ssp=64>

### **2.3.6 Balance abilities from the view of three dimensional analyses**

**Zvonař Martin., Psalman V., Reguli Z., Sebera M.**

Faculty of Sport Studies, Masaryk University, Brno, Czech Republic

Faculty of Physical Education and Sports, Comenius University, Bratislava, Slovakia

#### **Introduction**

Many sports and physical activities require different levels of abilities and skills. Development of dynamic balance abilities plays a key role in most of them. (Nykodym 2005). Balancing on fitball is very interesting and useful exercise which is already established in sport preparation. Regarding diagnostic process, in many cases time for holding dynamic balance is the main criteria. But with help of 3D biomechanical analysis is possible to achieve much more accuracy and different points of views.

#### **Aim**

The aim of this study was to widened gain a deeper view on dynamic balance abilities and offer new special diagnostic mean, effective sport preparation and training process.

#### **Methods**

##### **Task**

- Choose an experimental group of athletes with high level of development of balance abilities
- Choose three dimensional biomechanical mean (software, hardware) for diagnostics of dynamic balance abilities
- Realize specific testing experiment – balancing on fitball in three different positions
- Offer some outputs which will be represent three dimensional biomechanical analysis as an excellent, precise and modern mean for diagnostics of dynamic balance abilities

Twenty six young gifted tennis players in age from 12 to 18 years were observed in two attempts. Each athlete was instructed to keep balance position as quiet as possible

during time period of 20 seconds. Balancing on fitball were realized in three different main positions (sitting on fitball, standing on knees on fitball and standing on fitball – see pictures 1,2,3) and three different sub positions.



Picture 1 Sitting on fitball



Picture 2 Standing on knees on fitball



Picture 3 Standing on fitball

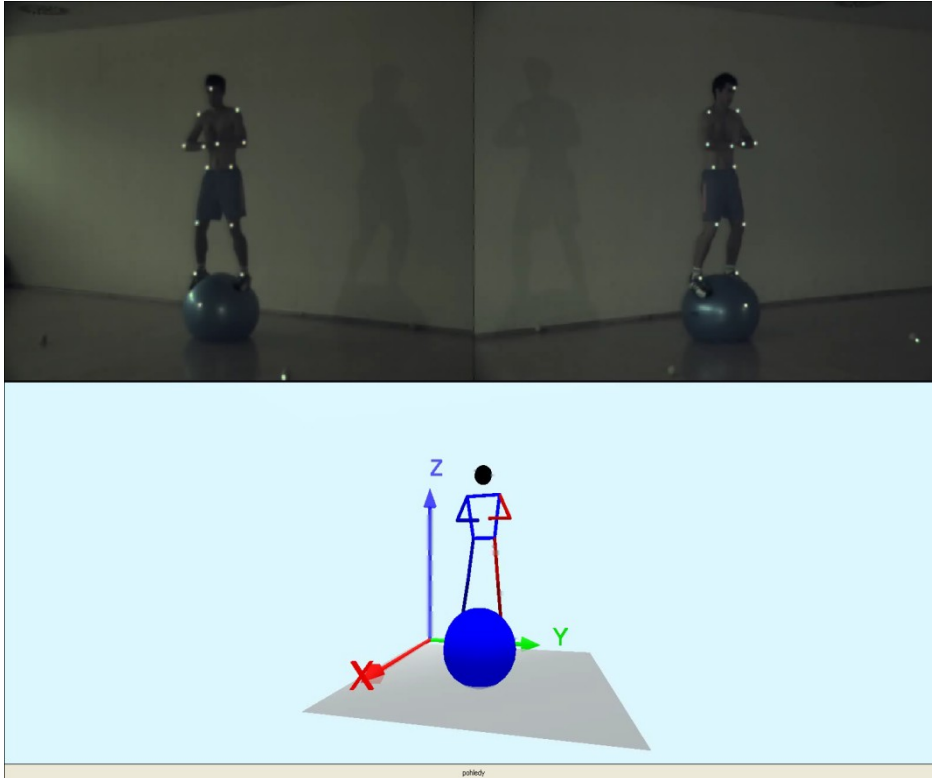
Different sub positions were:

1. isolated upper extremities – position Buddha (picture 4)
2. free moving hands
3. hands holding own hips – akimbo

All these positions were recorded by two synchronic video cameras. This brings three dimensional space which is real and very clear for understanding how balancing works. Three dimensional biomechanical analysis with software Simi motion 3D allows finding exact values of kinematic parameters. They are trajectories, angles, velocities and acceleration of each body segment. The accuracy was established on three decimal places.

These main anthropomotoric segments (points, joints) were indicated with retro reflective markers and taken into the consideration: head, left arm, right arm, left elbow,

right elbow, left wrist, right wrist, left hip, right hip, left knee, right knee, left ankle, right ankle. Ball as an extra segment was added and one retro reflective marker located in the centre of front part was taken into the calculation (picture 4).



Picture 4 Standing position Buddha on fitball with indicated retroreflective markers

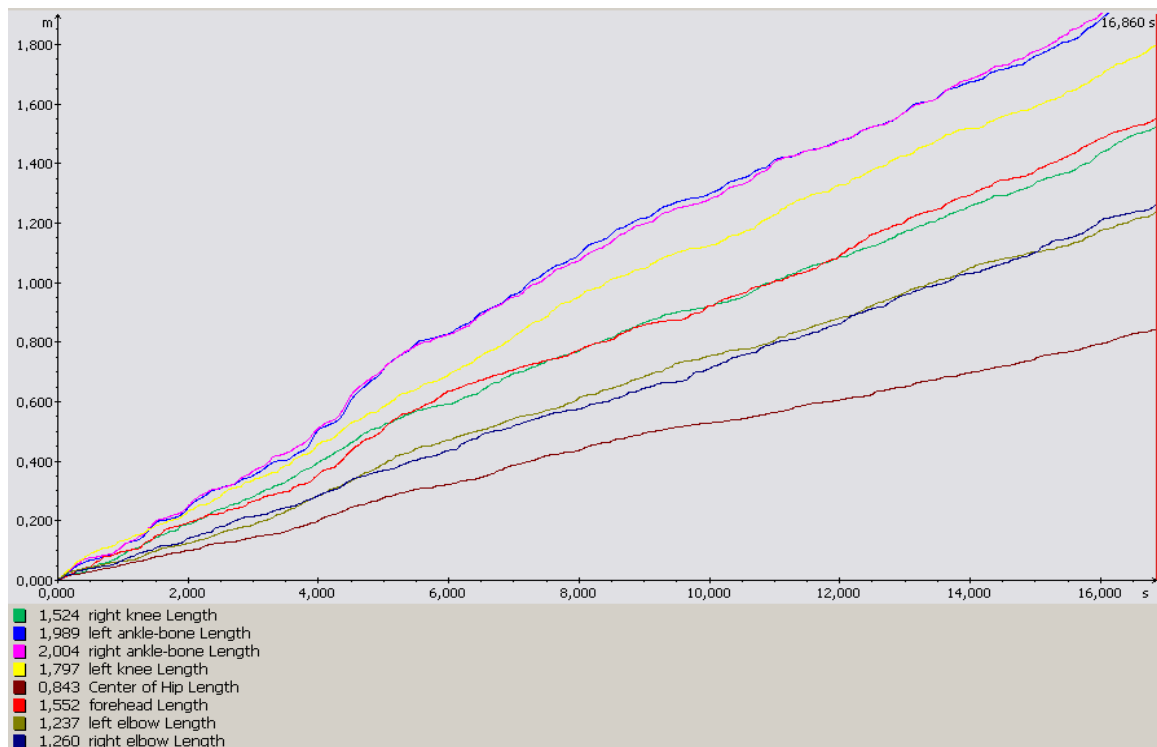
As we can see on picture 4 the balance movement is possible in all three directions:

- axis x represents forward – backward movement
- axis y represents lateral movement
- axis z represents vertical movement

Monitoring of all kinematic parameters can be realized in axis x, y, z directions and as absolute value as well.

### **Results**

Both attempts at each athlete were similar; more differences appeared among tested tennis players. Better results are tied with higher sport performance.



Picture 5 Trajectories of chosen body segments during the successful trial

Picture 5 recorded different body segments and their trajectories are different as well. The most stable segment of body is centre of hip with 0,843 m of length (brown bottom line) which was calculated from left and right hip parameters. On the opposite side, the biggest length was achieved by both ankles and their lengths are 1,989 m for left ankle and 2,004 m for right ankle.

For better understanding which body position is the best or in better words – how should be body and its segments upright or bend is offered in picture 9. Tested tennis player achieved in this trial values mostly in range between 146 and 152 degrees. Extreme values in unstable moments had maximum 154 and minimum 139 degrees. This not very wide interval is suitable for tested athlete and characterizes his balancing posture.

## **Conclusions**

Although there is some uncertainty over mechanisms that underlie the variation in specific tension of muscle fibres, it is clear that this factor can contribute significantly to differences in strength among individuals. The magnitude of this effect is probably specific to each muscle and to the physical activity and sport levels. All this is very

individual. These findings suggest that the coordination of activity within and across muscles has a significant influence on the expression. In general, such adaptations lead to postural manoeuvre for the balancing task and the goal-directed movement itself.

Because the human body can be characterized as a linked mechanical system, it is necessary to orientate the body segments and to set the base of support on which the movement is performed.

Experienced and creative coaches apply new and special means and exercises in training praxis which lead to achieving the highest possible performance. Because in any sport are mostly unstable conditions then is evident need to use very precise three dimensional analysis which brings us many results from different points of view.

### **References**

Duvač, I., Kasa, J. (2005): Standardization of the testing equipment balance master. In: 9th International Scientific Conference SPORT KINETICS 2005, Rimini, Italy, 2005, p.120.

Nykodým, J., Koordinační schopnosti jako součást všeobecné přípravy nejmladších hokejistů. In Sport a kvalita života. 2005. vyd. Brno : Masarykova univerzita v Brně, Fakulta sportovních studií, 2005. od s. 119-120, 2 s. ISBN 80-210-3863-2.

Psalman, V. (2007): Special balance exercises and their positive influence for sport performance. In: 12th annual Congress of the EUROPEAN COLLEGE OF SPORT SCIENCES, Jyvaskyla, Finland, 2007.

Zemková, E., Hamar, D., Pelikánová, J., Schickhofer, P. (2006): Postural sway response to different forms of resistance exercise. In: 11th annual Congress of the EUROPEAN COLLEGE OF SPORT SCIENCES, Lausanne, Switzerland, 2006, p.309.

### **2.3.7 Kinematic analysis in combative sports**

**Martin Zvonar, Vit Zahradnicek<sup>1</sup>, Michal Vít<sup>2</sup>, Vladimír Psalman**

Faculty of Sport studies, Kinesiology department<sup>1</sup>, Department of gymnastics and combatives<sup>2</sup>, Masaryk University, Brno, Czech Republic

#### **Introduction**

Article is focused on description of possibilities of kinematic analyse in area of combatives. Many trainers analysed movement of athletes based on observation. For exact analyses is observation not enough accurate because one observer is not able to see any details and physical parameters of movement.

Keri waza (kicking) are characterized by attacks of karate. If the kicking technique adequately managed, may attack his legs stronger effect than blows with his hands. The limiting factor is the equilibrium efficiency kicking ability, since body weight rests on only one leg. The hardest moment is to maintain balance in the moment of impact the kicking leg on the goal. For all the kicking techniques, it is the principle of performance art throughout the entire body, not the leg itself. Involvement of other body parts is limited by mainly moving hips forward. This makes it possible to maximize the effect of technology. The kicking leg should always be quickly withdrawn after completion of the active phase of the kick. This is to prevent an opponent kicking leg caught or made subject to prop his leg. Therefore should be withdrawn foot on the ground and ready for another attack [Nakajama, 1994].

#### **Front kick (mae geri)**

The front kick is the most used of all karate kicks, because it can be performed very fast with little wind-up, and it is difficult block. There are slight variations in how to perform a front kick, from a quick snap kick to a very powerful thrusting front kick.

Mae geri (front kick) is a technique usually performed in the low zone (gedan) the knee or mid-range (chudan) on the genitals, abdomen or solar plexus. It is one of the most common techniques that allow direct elimination of an adversary or to keep a safe distance. Mae geri is carried out in three stages: preparatory, main and final.



## Objectives

Based on long term experiences with Simi system and in connection with running projects at Faculty of sport studies we describe in article possibilities of kinematic analyse and possibilities of transfer to sport and training practice.

## Phases of Mae-geri

Figure 1: **Preparative Phase** (from the basic stance to lift leg)

Preparatory Phase:

- 1st raise one knee, hold the foot parallel to the ground, but keep the ball rather than the heel
- 2nd hold the tibia nearly perpendicular to the ground
- 3rd slide the heel backward as far as possible, perpendicular line from the knees should fall to a point at the tips of toes
- 4th knee and toes facing the same direction
- 5th raise your toes up and ankle Brace
- 6th relax the knee joint and keep it pliable, ready for further movement

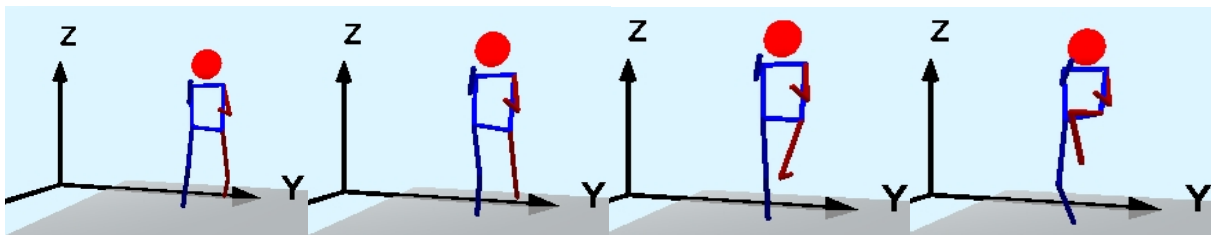


Fig 1. Preparative phase of mae geri

Figure 2: **Main Phase** (from the lifted leg to the knee extension)

Main stage:

- 1st lean your upper body as much as possible in the direction of the kick, if they deviate from the kick, you lose balance
- 2nd use your side, push them in the direction of the kick
- 3rd the kick is executed by thrusting leg forward in a straight path
- 4th the kick is performed easily and quickly, but at the time of impact, the legs of the objective is to strengthen its
- 5th foot must hit the target when the leg is fully strained

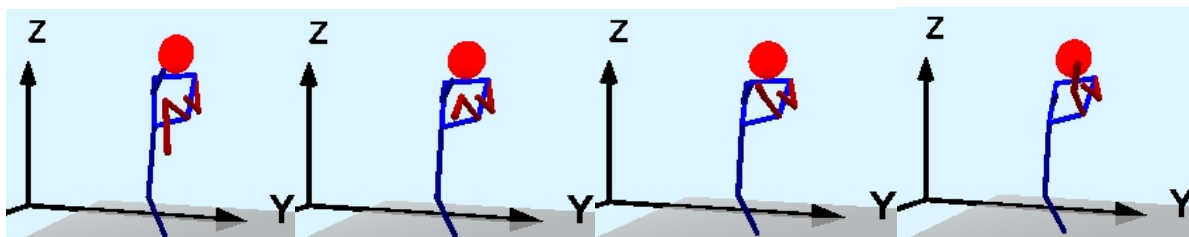


Fig 2. Main phase of mae geri

Figure 3: **Final Phase** (from leg protraction to return to the standing)

Final phase:

- 1st leg when struck, download hips parallel with your leg back to the initial position
- 2nd after returning to the initial position may intervene and step kicking his legs into the basic position

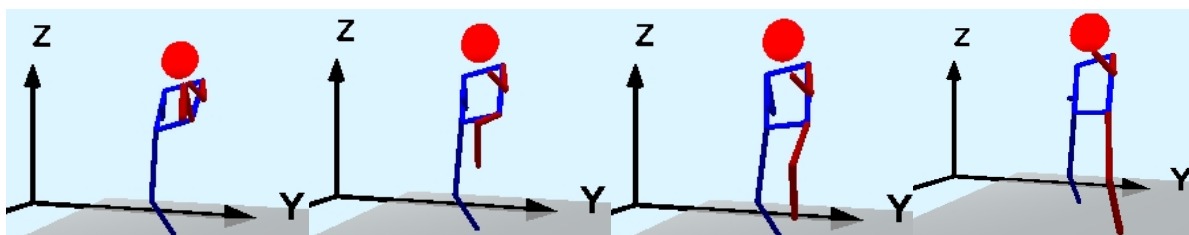


Fig. 3. Final phase of mae geri

## **Methods**

We measured the movement of the front kick mae-geri in female (specialist in Karate/shotokan) and male (specialist in aikibudo) performance. Figure 1-3 illustrates the three dimensional system of 15 different moments of the movement divided into three phases - preparatory, active and final. These frames are chosen from the movie, which was turning movement reflex points located on key parts of the body and their subsequent merger. The advantage of this display compared to common observation is the ability to re-scan movements from all angles and the possibility of an unconventional point of view from below through the floor. Click on the system coordinate axes gives an indication of the direction of the observer's point of view, it is also important to focus on other graphics program outputs.

## Subjects

Two probands (1 female, age = 25, height = 160cm, mass = 51kg; 1 male, age = 30, height = 182cm, mass = 80kg) were scanned by Simi motion system during the front kick mae geri.

Both subjects were included if they had no pathology of the lower limb or cardiovascular system or balance problems, otherwise in good health.

The measuring was executed in Biomechanics laboratory at Faculty of Sports Studies, in Brno, Czech Republic.

## Data acquisition and study protocol

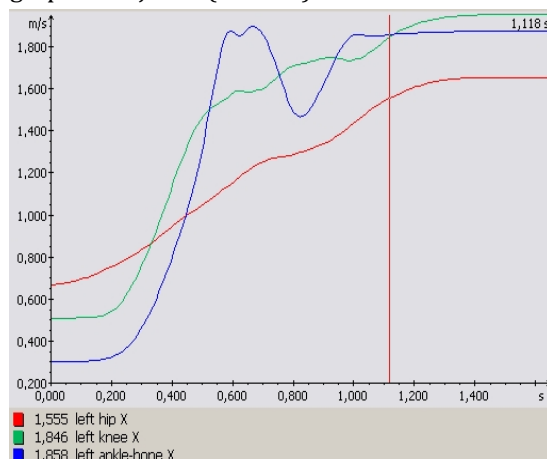
Kinematic analyse was in our research represented by Simi system. This system offer wide scale of possibilities as comparison in three dimensional space, simulation and modification of input parameters for improvement of technique. As an example we choose front kick mae geri, executed by man and woman also.

Simi Motion is motion analysis software which has been developed in close cooperation with leading scientists and institutes from all over the world.

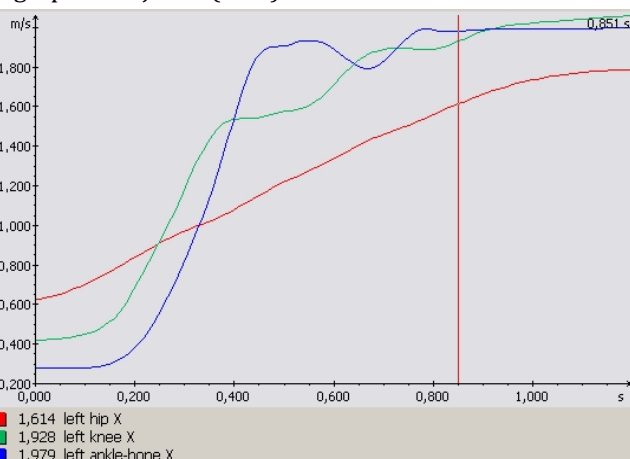
Its modular design means that a customized system tailored to each user's requirements can be quickly and easily produced. Typical modules which are available are 2D or 3D kinematics (image based motion analysis), inverse dynamics and support for several DV or high-speed video cameras and for EMG, force plates, pressure distribution measuring equipment and other devices.

### **1) Sequencing of body segments ankle, knee, hip (axis X – front-rear scan)**

graph 1: object 1 (woman)



graph 2: object 2 (man)

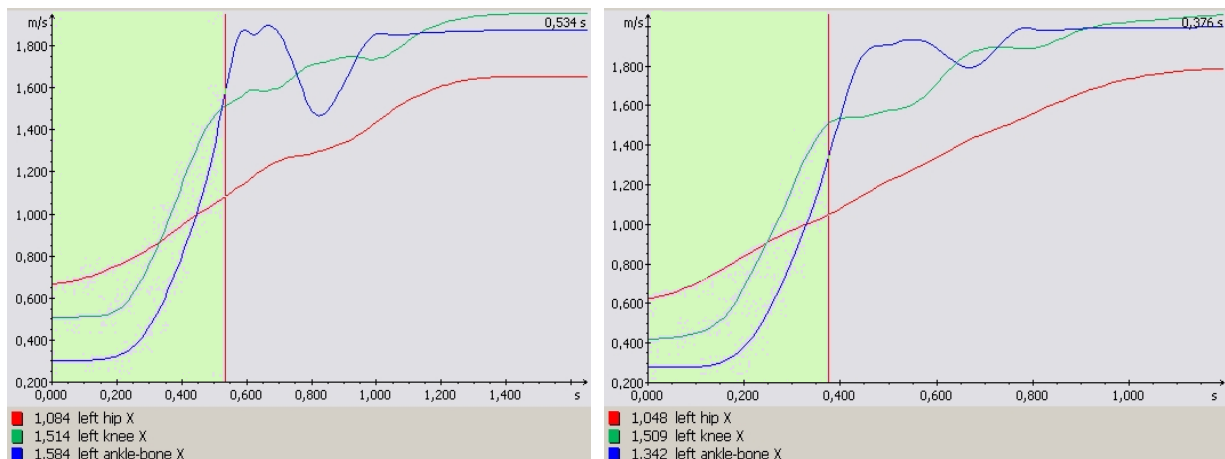


- Object 1 finished kick (all three phases) in 1.118 sec and object 2 in 0.851sec. Time difference is 0.267 sec.
- Trajectories of all three body segments are almost the same.

**2a) Sequencing of body segments ankle, knee, hip – preparative phase (axis X – front-rear scan)**

graph 3: object 1 (woman)

graph 4: object 2 (man)

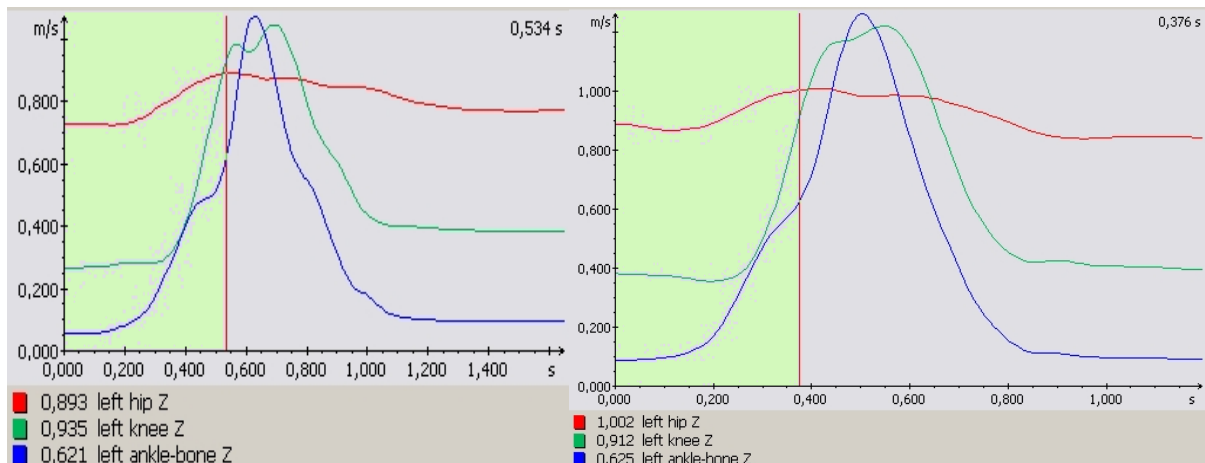


- Object 1 finished preparative phase in 0,534 sec, object 2 in 0,376 sec.
- Time difference is 0,158 sec.
- Object 2 is faster in this phase.

**2b) Sequencing of body segments ankle, knee, hip – preparative phase (axis Z – vertical scan)**

graph 5: object 1 (woman)

graph 6: object 2 (man)

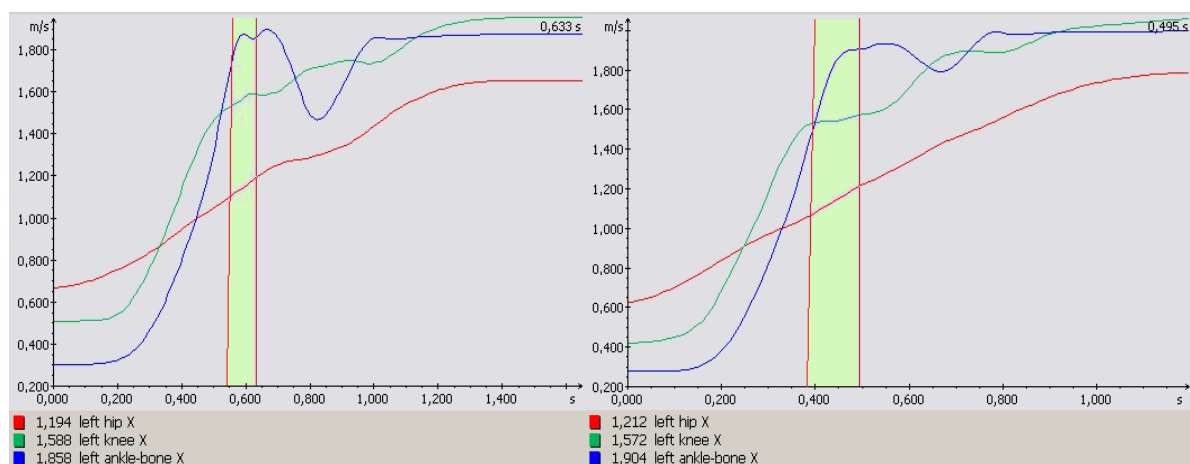


The video can be seen that the object 2 did not the preparative phase *hiki ashi* absolutely perfectly (knee was not at the top enough and heel is not lifted properly attracted to the buttocks), this was the reason for the preparatory phase is shorter than in object 1, which carried out the preparative phase accurately (according to the methodology karate).

### 3a) Sequencing of body segments ankle, knee, hip – active phase (axis X – front-rear scan)

graph 7: object 1 (woman)

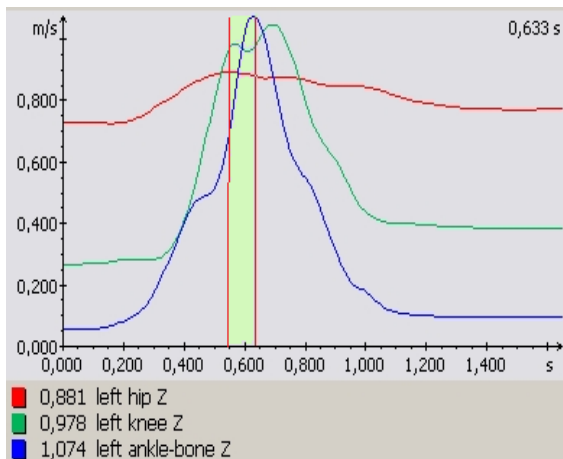
graph 8: object 2 (man)



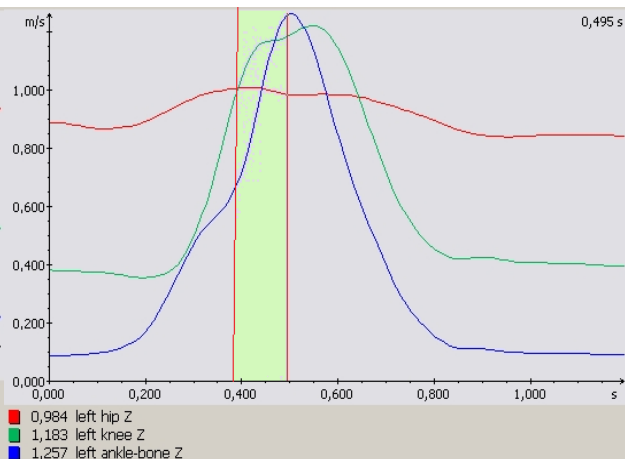
- Object 1 started active phase in 0,544 sec and finished in 0,633 sec.
- Therefore the whole process of this phase is 0,089 sec.
- Object 2 started active phase in 0,376 sec a finished in 0,495 sec.
- Therefore the whole process of this phase is 0,109 sec.
- Time difference between two objects is 0,020 sec in this phase.
- Object 1 is faster in this phase.

### 3b) Sequencing of body segments ankle, knee, hip – active phase (axis Z – vertical scan)

graph 9: object 1 (woman)



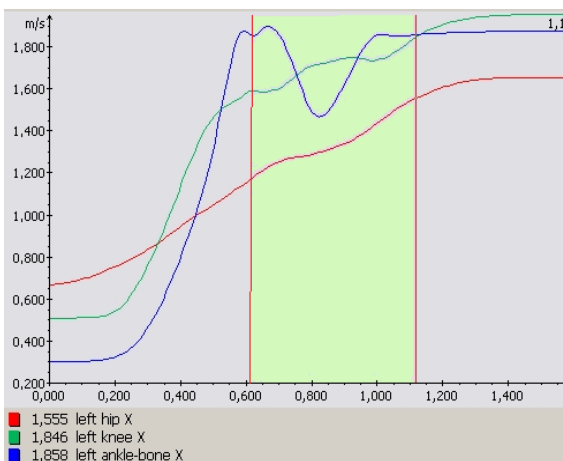
graph 10: object 2 (man)



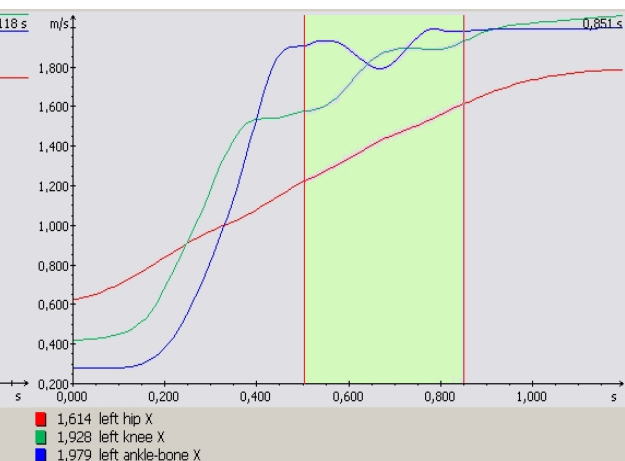
The active phase was faster by object 1 which implies higher efficiency of this kick, it can be assumed that object 2 is part of the kick forces prepared under a preparatory phase, object 1 a significant stretched knee in kick to complete, which is not correct and could be in actual contact may cause injury of the knee joint.

#### 4a) Sequencing of body segments ankle, knee, hip – final phase (axis X – front-rear scan)

graph 11: object 1 (woman)



graph 12: object 2 (man)

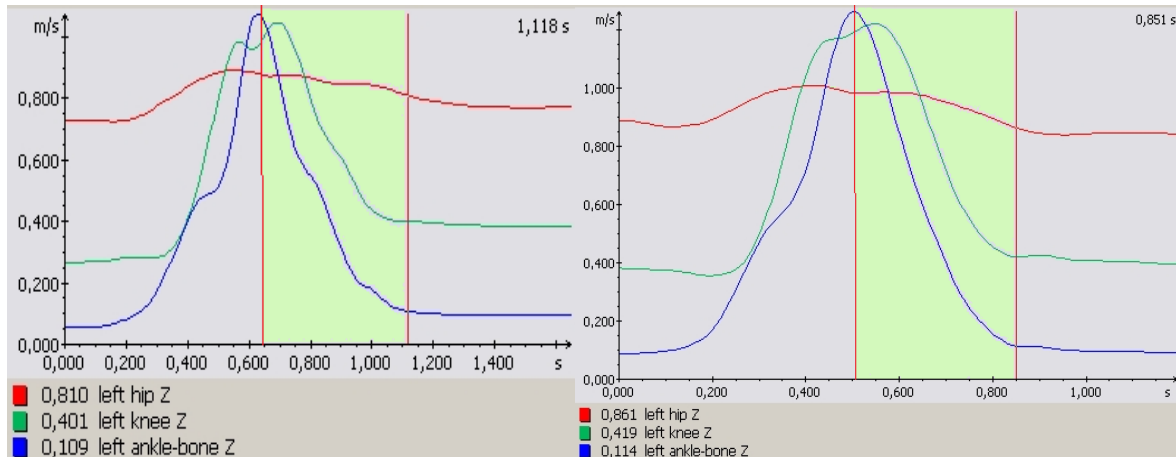


- Object 1 started final phase in 0,643 sec and finished in 1,118 sec.
- Therefore the whole process of this phase is 0,475 sec.
- Object 2 started final phase in 0,505 sec a finished in 0,851 sec.
- Therefore the whole process of this phase is 0,346 sec.
- Time difference between two objects is 0,237 sec in this phase.
- Object 21 is faster in this phase.

**4b) Sequencing of body segments ankle, knee, hip – final phase (axis Z – vertical scan)**

graph 13: object 1 (woman)

graph 14: object 2 (man)

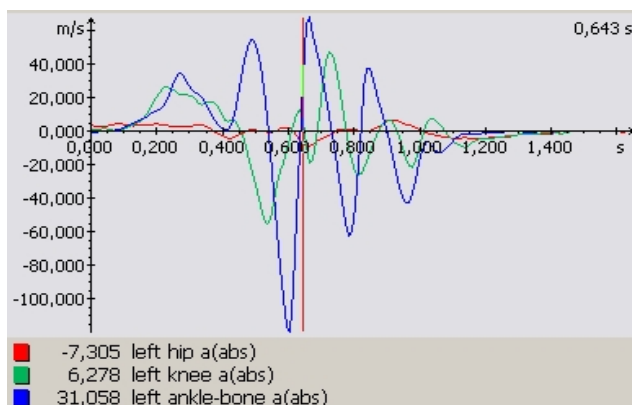


The final phase was again faster by object 2, because it has been truncated to return to hiki ashi position and proband previously set foot on the ground - although the efficiency of kick this stage no effect, is important for establishment of other techniques in the fight.

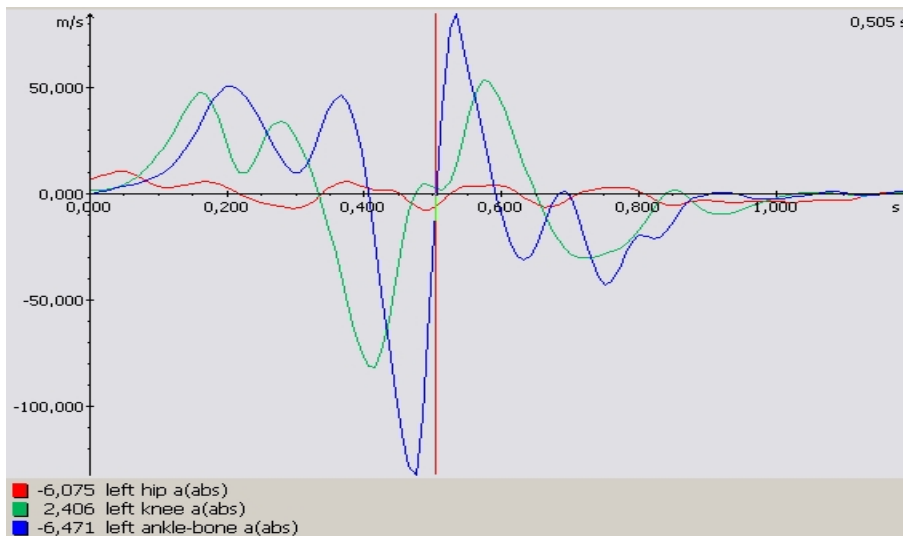
Object 1 pulled leg back rightly to the hiki ashi position and then put one foot on the ground that means prolongation of this phase.

**5) Accelerate of segments (absolute values)**

graph 15: object 1 (woman)



graph 16: object 2 (man)



The biomechanical analysis shows that:

Segments of the leg movement were faster in the preparative and final phase by object 2.  
Motion segments of the leg was faster in the active stage of object 1

### **Conclusions**

Based on exactly physical parameters we evaluate and compare technique of each example, big number of physical parameters as a velocity, acceleration, chain of movement during kick and stroke and finally we try to optimize of movement. This possibility is helping couple of year to determine trends in many of sport disciplines and we would like to bring closer in combative area.

Based on the biomechanical and factual analysis, we can conclude that the efficiency of kick mae geri would likely be higher in object 1. In part proband kick out technically correct (in accordance with the methodology of karate) and mainly achieved in the main phase of excavation greater acceleration. The technique would therefore hit the target more effectively. Object 1 should avoid stressing the knee in kick to complete. Object 2 would be to improve the preparative phase of the kick synchronize and transition into an active phase for increased efficiency kick.



## References

1. NAKAJAMA, M. (1994). Dynamické karate. Praha : Naše vojsko, 1994. ISBN 80-206-0408-1
2. PSALMAN, V. 2008. *The Scientific Journal Facta Universitatis, Volume 6, No. 2* . Dynamic balance and its diagnostics by using 3D biomechanical analysis, Niš: University of Niš, 2008. ISSN 1451-740X
3. PSALMAN, V., ZVONAR M. (2007) Three dimensional biomechanical analysis as a mean for diagnostics of dynamic balance abilities. In *4th FIEP European Congress Physical Education and Sports. Teachers' Preparation and Their Employability in Europe*. Vyd. 1. Bratislava : Comenius University, s. 111. ISBN 978-80-969343-9-3
4. REGULI, Z. (2008) Biomechanická struktura pádových technik. (Full text on CD-ROM enclosed). In *Sport a kvalita života 2008*. Brno : Masarykova Univerzita, od s. 130-130, 183 s. ISBN 978-80-210-4716-7.
5. REGULI, Z. (2009) Kinematická analýza pádu vpřed s převratem bez zaražení. In : *Sport a kvalita života*. Brno, ISBN 978-80-210-5006-8
6. SEBERA, M., Novotný, M., Zvonař, M., Beránková, L. (2008) Biomechanická 3D analýza hodů oštěpem. *Studia sportiva*, Brno : FSpS MU, č. 2, od s. 27-40, 13 s. ISSN 1802-7679