

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

ENTROPIE PRI HODNOTENÍ POSTURÁLNEJ STABILITY

Diplomová práca

(magisterská)

Autor: Bc. Kristína Gurníková

Vedúci práce: Mgr. Lucia Bizovská, Ph.D.

Olomouc 2020

Meno a priezvisko autorky: Bc. Kristína Gurníková

Názov diplomovej práce: Entropie pri hodnotení posturálnej stability

Pracovisko: Katedra fyzioterapie, Fakulta telesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

Vedúci diplomovej práce: Mgr. Lucia Bizovská, Ph.D.

Rok obhajoby diplomovej práce: 2020

Abstrakt:

Cieľom tejto diplomovej práce je posúdiť vplyv sekundárnej manuálnej úlohy na posturálnu stabilitu v stoji u mladých zdravých jedincov, hodnotenú pomocou entropie. Výskumu sa zúčastnilo 25 jedincov (12 mužov a 13 žien, vo veku $23,2 \pm 2,4$ rokov). Na zaznamenávanie pohybu jedinca bol použitý inerciálny senzor Delsys Trigno (Trigno Wireless Systems, Delsys Inc., Natick, MA, USA, snímkovacia frekvencia 148 Hz), umiestnený na koži dolnej časti chrbta v oblasti trňového výbežku piateho lumbálneho stavca. Entropia bola hodnotená v stoji na stabilnej podložke a na nestabilnej podložke (Stability Platform model 16030, Lafayette Instrument, Lafayette, IN, USA) v štyroch testovacích úlohách v náhodnom poradí – stoj s rukami voľne vedľa tela, stoj s dvomi prázdnyimi pohármi v rukách, stoj s jedným plným a jedným prázdnyim pohárom v rukách a stoj s úlohou nepretržite prelievať vodu z jedného pohára do druhého. Výsledky ukázali, že hodnoty entropie v stoji na nestabilnej podložke boli nižšie oproti hodnotám v stoji na stabilnej podložke. Bolo pozorované tiež zvýšenie entropie pri vykonávaní manuálnej úlohy, avšak toto zvýšenie bolo výraznejšie v stoji na stabilnom povrchu. Pri úlohe prelievania vody bola entropia v stoji na stabilnom povrchu nižšia, než vo všetkých ostatných úlohách na tomto povrchu. Hodnoty entropie sa teda zmenili pri vykonávaní sekundárnej manuálnej úlohy, ktorej jedinec venoval pozornosť, a je možné, že táto zmena je dôsledkom zmeny distribúcie pozornosti pri vykonávaní sekundárnej manuálnej úlohy. Zároveň ale boli tieto zmeny závislé od náročnosti posturálnej úlohy, s ktorou sa jedinec v danej chvíli vyrovnával.

Kľúčové slová: posturálna stabilita, entropia, komplexnosť, sekundárna úloha, manuálna úloha

Súhlasím s požičiavaním diplomovej práce v rámci knižničných služieb.

Author's first name and surname: Bc. Kristína Gurníková

Title of the master thesis: Entropy in the assessment of postural stability

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacký University Olomouc

Supervisor: Mgr. Lucia Bizovská, Ph.D.

The year of the presentation: 2020

Abstract:

The aim of the Master's thesis is to evaluate the impact of a secondary manual task on postural stability of healthy young adults during quiet standing, assessed using entropy. Twenty-five subjects (12 males and 13 females aged 23.2 ± 2.4 years) participated in the study. The subjects' movement was recorded using an inertial Delsys Trigno sensor (Trigno Wireless Systems, Delsys Inc., Natick, MA, USA, sampling frequency 148 Hz) placed on the skin of the lower back in the area of the spinous process of the fifth lumbar vertebra. Entropy was assessed during quiet standing on a stable surface and on an unstable surface (Stability Platform model 16030, Lafayette Instrument, Lafayette, IN, USA) in four randomised testing conditions – standing with arms along the body, standing while holding an empty cup in each hand, standing while holding a water-filled cup in the dominant hand and an empty cup in the non-dominant hand, and standing while continuously pouring water from one cup to another. The results showed that the entropy values were lower when standing on an unstable surface compared to standing on a stable surface. The entropy values increased while performing a secondary manual task and such an increase was more apparent when standing on a stable surface. When performing the manual task of pouring water from one cup to another, the entropy value was lower than in all other conditions performed while standing on a stable surface. Hence, the values of entropy changed when performing a secondary manual task which the subject was paying attention to. It is possible that such changes were the result of a change in the distribution of attention during the performance of the secondary manual task. However, these changes were dependent on the difficulty of the postural task which the individual was performing at the time.

Keywords: postural stability, entropy, complexity, secondary task, manual task

I agree with lending of the master thesis within the library service.

Prehlasujem, že som diplomovú prácu vypracovala samostatne pod odborným vedením Mgr. Lucie Bizovskej, Ph.D., uviedla všetky použité literárne a odborné zdroje a riadila sa zásadami vedeckej etiky.

V Olomouci dňa 11. 4. 2020

.....

Rada by som poďakovala Mgr. Lucii Bizovskej, Ph.D., za odborné vedenie, cenné rady, trpezlivosť a čas, ktoré mi poskytla pri spracovaní diplomovej práce. Ďalej by som rada poďakovala svojej rodine a najbližším za podporu pri písaní tejto práce a počas celého môjho štúdia.

OBSAH

1	ÚVOD	9
2	PREHLAD POZNATKOV	10
2.1	POSTURÁLNA STABILITA V STOJI	10
2.2	ENTROPIE.....	12
2.2.1	Approximate entropy	13
2.2.2	Sample entropy.....	14
2.2.3	Multiscale entropy.....	16
2.2.4	Ďalšie druhy entropií.....	18
2.3	VPLYV VSTUPNÝCH PARAMETROV NA HODNOTU ENTROPIE	20
2.4	INTERPRETÁCIA ENTROPIÍ	23
2.4.1	Komplexnosť.....	23
2.4.2	Entropie a komplexnosť	25
2.5	ZMENY HODNÔT ENTROPIE VPLYVOM RÔZNYCH FAKTOROV....	31
2.5.1	Vplyv veku na entropiu	31
2.5.2	Vplyv zdravotného stavu na entropiu	36
2.5.3	Vplyv náročnosti posturálnej úlohy na entropiu	44
3	CIELE A HYPOTÉZY	51
3.1	CIELE.....	51
3.1.1	Čiastkové ciele	51
3.2	VÝSKUMNÉ OTÁZKY	51
4	METODIKA.....	52
4.1	CHARAKTERISTIKA VÝSKUMNÉHO SÚBORU.....	52
4.2	METÓDY ZÍSKAVANIA DÁT	52
4.3	POSTUP MERANIA	52
4.4	SPRACOVANIE NAMERANÝCH DÁT A ŠTATISTIKA	54

5	VÝSLEDKY	55
6	DISKUSIA	58
6.1	LIMITY ŠTÚDIE.....	64
7	ZÁVER.....	65
8	ZHRNUTIE	66
9	SUMMARY	68
10	REFERENČNÝ ZOZNAM.....	70
11	PRÍLOHY	81

ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK

AP – antero-posteriórny

ApEn – approximate entropy

CG – coarse-graining

CMP – cievna mozgová príhoda

COG – center of gravity, vertikálny priemet ťažiska do opornej bázy

CompMSE – composite multiscale entropy

COP – center of pressure, bod pôsobenia vektora reakčnej sily podložky

DMO – detská mozgová obrna

ES – equilibrium score

ML – medio-laterálny

MMSE – multivariate multiscale entropy

MSE – multiscale entropy

ReEn – Renyi entropy

SampEn – sample entropy

ShEn – Shannon entropy

SM – skleróza multiplex

SOT – Sensory organisation test

1 ÚVOD

Vykonávanie sekundárnej činnosti počas pokojného stoja je situácia, v ktorej sa človek denne ocitne nespočetne veľa krát. Stabilizácia stoja pre vykonávanie sekundárnej manuálnej úlohy je teda nevyhnutná pre bežný život človeka. Zabezpečiť adekvátnu koordináciu telesných segmentov, potrebnú pri vykonávaní ďalších činností, je dôležitou úlohou systému posturálnej kontroly (Smart & Smith, 2001). O kvalite funkcie systému posturálnej kontroly nám môže napovedať entropia signálu získaného z pohybu tela jedinca.

Hodnotenie telesných výkyvov pomocou entropie je pomerne mladou metódou, ktorá, ako metóda nelineárnej analýzy, hodnotí mieru nepravidelnosti v signáli a mieru neusporiadanosti v hodnotenom systéme. Podľa viacerých autorov entropia odráža mieru komplexnosti hodnoteného systému (Goldberger, Peng, & Lipsitz, 2002) a automatickosť procesov posturálnej kontroly, ktorá je spojená s nízkou mierou pozornosti, venovanej vykonávaniu požadovanej činnosti (Donker, Roerdink, Greven, & Beek, 2007).

Komplexnosť systému je charakterizovaná bohatou vnútornou štruktúrou a veľkým množstvom prepojení jeho jednotlivých komponentov. Pri narušení funkcie tohto systému sa jeho komplexnosť znižuje (Hansen et al., 2017). K takýmto zmenám vnútornej štruktúry systému, a teda i zmenám miery jeho komplexnosti, môže dôjsť vplyvom rôznych faktorov, ako je vek, zdravotný stav, ale aj vplyvom podmienok prostredia. Vysoký vek, ochorenie, ale aj zmena opornej bázy, senzorické obmedzenie, alebo vykonávanie sekundárnej činnosti teda majú vplyv na hodnoty entropie.

O vplyve sekundárnej úlohy na hodnoty entropie hovorí mnoho autorov zaoberajúcich sa vplyvom kognitívnej úlohy na entropiu (Cavanaugh et al., 2007; Richer & Lajoie, 2019). Existuje i niekoľko výskumov, v ktorých bolo pomocou lineárnych metód dokázané zvýšenie úrovne posturálnej stability vplyvom vykonávania manuálnej úlohy (Liddy, Arnold, Cho, Romine, & Haddad, 2019). Sekundárna manuálna úloha teda dokáže ovplyvniť rovnováhu jedinca, avšak o vplyve manuálnej úlohy na entropiu sa v dostupných štúdiách dozvieme len veľmi málo. Náš výskum bol zameraný na vplyv vykonávania sekundárnej manuálnej úlohy rôznej náročnosti na hodnoty entropie u mladých zdravých jedincov počas stoja na rôznych povrchoch.

2 PREHĽAD POZNATKOV

2.1 POSTURÁLNA STABILITA V STOJI

Vzpriamená postúra je definovaná vzájomným vzťahom telesných segmentov a globálnej vertikálnej orientácie tela v gravitačnom poli (Tallon, Blain, Seigle, Bernard, & Ramdani, 2013). Vzpriamený stoj je pre človeka základom mnohých bežných činností a je centrálnym nervovým systémom nepretržite kontrolovaný. Definícia posturálnej stability je založená na pozícii vertikálneho priemetu ťažiska do opornej bázy (center of gravity - COG) a schopnosti udržať COG v rámci hraníc opornej bázy. Schopnosť udržať stabilnú polohu a z tejto polohy vykonať ďalší pohyb je zaistená pomocou aktívnej kontroly ťažiska a jeho výkyvov, nazývanej posturálna kontrola (Blaszczyk, Lowe, & Hansen, 1994).

Procesy posturálnej kontroly sú zabezpečované prostredníctvom mechanizmov centrálného nervového systému. Centrálny nervový systém pomocou „feedback“ mechanizmu deteguje a pomocou „feedforward“ mechanizmu predvída potenciálnu nestabilitu postury (Bizovská, Janura, Míková, & Svoboda, 2017). Prostredníctvom integrácie vizuálnych, vestibulárnych a somatosenzorických vnemov získava komplexnú informáciu o momentálnom stave postury. Riadením svalovej aktivity následne vykonáva zmeny potrebné na udržanie jej stability. Vo vzpriamenej posture sa teda ľudské telo prostredníctvom svalovej aktivity vyrovnáva s vplyvom gravitačnej sily, a je tak v stave dynamického procesu nepretržitého nastavovania (Klous, Mikulic, & Latash, 2011).

To, že proces udržiavania posturálnej stability je dynamický, sa prejavuje aj tým, že ťažisko tela nie je udržiavané v jednom bode priestoru, ale osciluje okolo neho. Tieto drobné pohyby sa nazývajú posturálne titubácie (Blaszczyk & Klonowski, 2001) a jedným z hlavných spôsobov používaných na ich hodnotenie počas pokojného stoja, je analýza pohybu „center of pressure“ (COP). COP je bod pôsobenia vektora reakčnej sily podložky (Tallon et al., 2013) a jeho pozícia sa tradične považuje za odraz organizácie postury. Pohyb COP odráža charakteristiky výkyvov ťažiska ľudského tela a poukazuje na vlastnosti mechanizmov využívaných pri kontrole rovnováhy. Sledovanie pohybu COP teda poskytuje náhľad na kvalitu kontroly rovnováhy (Blaszczyk & Klonowski, 2001).

Hodnotenie posturálnej kontroly je v klinickej praxi najčastejšie založené buď na funkčných testoch, ktoré sú rýchle a jednoduché na prevedenie, alebo na klinických

škálach. V prípade niektorých patológií je možné využiť i dotazníky hodnotiace subjektívny pocit stability a sebaistotu pri vykonávaní rôznych činností (Bloem et al., 2016). V prípade dostupného laboratórneho vybavenia je taktiež možné testovanie posturálnej stability pomocou silových a tlakových plošín, pomocou kinematických systémov alebo napríklad pomocou inerciálnych meracích jednotiek (Bizovská et al., 2017).

Ako už bolo spomenuté, pri hodnotení posturálnej stability jedinca pomocou prístrojovej techniky je často využívaným výstupom záznam pohybu COP daného jedinca. Pohyb COP pri snahe udržať stabilnú posturu je charakterizovaný istou mierou variability. Variabilita pohybu COP sa kedysi pripisovala šumu a chybe merania (Newell, 1998). Na zredukovanie efektu šumu sa využíva priemerovanie nameraných hodnôt a lineárne premenné. Do tejto skupiny premenných patria popisné prostriedky (stredná hodnota, smerodajná odchýlka), ale aj techniky využívané na spracovanie signálu (root-mean-square, frekvenčná analýza) (Harbourne & Stergiou, 2003).

Lineárne metódy interpretujú celú lineárnu štruktúru v súbore dát prostredníctvom lineárnych korelácií. Keďže lineárne rovnice môžu viesť len k exponenciálne stúpajúcim (prípadne klesajúcim) či periodicky oscilujúcim riešeniam, akékoľvek nepravidelné správanie v systéme bude pri takejto analýze pripísané náhodnému vonkajšiemu vstupu, ktorý spôsobil nelineárne správanie v signáli (Kantz & Schreiber, 2003). Z pohľadu takejto interpretácie by sme mohli povedať, že dáta sú okrem hľadanej informácie „kontaminované“ i informáciou, ktorá pre toto správanie nie je dôležitá (Harbourne & Stergiou, 2003).

Takýto uhol pohľadu ignoruje možnosť, že variabilita, prítomná v časových radoch COP, by mohla mať svoju štruktúru, a že informácia o skúmanej stratégii správania je zabudovaná v tomto šume (Costa, Goldberger, & Peng, 2005). Teória chaosu tvrdí, že náhodný vonkajší vstup nie je jediným možným zdrojom nepravidelnosti v signáli. Nelineárne systémy môžu bez prítomnosti vonkajších vplyvov produkovať veľmi nepravidelné dáta, ktoré sú zároveň výhradne deterministického charakteru (Kantz & Schreiber, 2003).

Fyziologické systémy sú regulované prostredníctvom interakcií mechanizmov operujúcich naprieč viacerými priestorovými a časovými škálami. Signály z týchto systémov teda často obsahujú komplexné výkyvy, ktoré nie sú dôsledkom „kontaminačného“ šumu, ale obsahujú informácie o vnútornej dynamike systému (Costa et al., 2005).

Nelineárne deterministické metódy umožňujú skúmanie náhodnosti alebo predpovedateľnosti priebehu signálu. Ich výpočet môže byť náročný, interpretácia nie je jednotná a jasná, a preto sú tieto metódy zatiaľ predmetom výskumu, nie klinickej praxe (Bizovská et al., 2017). Na rozdiel od lineárnych charakteristík však nepopisujú len mieru variability, ale komplexnú dynamiku a kontrolné stratégie systému, ich vývoj a zmeny (Harbourne & Stergiou, 2003). Popisovaním vnútornej štruktúry časových radov a interakcií v rámci tohto vnútorného usporiadania odhaľujú jemné črty signálu, ktoré lineárnymi charakteristikami nie je možné zachytiť, a preto predstavujú veľmi hodnotný zdroj informácií o fyziologických systémoch. Jednou skupinou týchto nelineárnych metód sú aj entropie (Cavanaugh, Mercer, & Stergiou, 2007).

2.2 ENTROPIE

Nelineárna dynamická analýza je významným prístupom pre porozumenie biologickým systémom. Táto metóda a jej algoritmy však zvyčajne vyžadujú veľmi dlhé časové rady, ktorých získanie nie je jednoduché, obzvlášť, keď sa jedná o dáta z ľudského organizmu (Richman & Moorman, 2000). V roku 1991 bola predstavená teória a metóda na hodnotenie pravidelnosti časových radov s názvom „approximate entropy“. Patrí medzi nelineárne metódy spracovania signálu a hodnotí mieru tvorby nových informácií, pričom môže byť použitá aj na krátke úseky signálov (Pincus, 1991). Za posledných takmer 30 rokov sa entropie stali populárnym prostriedkom pri definovaní pravidelnosti v časových radoch biologických signálov získaných z ľudského organizmu. Sú taktiež využívané na popisovanie zmien v posturálnej kontrole pri rôznych posturálnych úlohách a podmienkach, avšak zatiaľ len v oblasti výskumu (Yentes et al., 2013).

Ako bolo spomenuté, v roku 1991 bol predstavený prvý algoritmus, hodnotiaci entropiu časového radu signálu získaného z ľudského organizmu - approximate entropy (Pincus, 1991). Do dnešného dňa bolo podobných algoritmov vyvinutých ešte niekoľko. Fino et al. (2016) rozdeľujú entropie na dve skupiny – stavové entropie, ktoré hodnotia mieru výskytu určitých okamžitých stavov v signáli, a sekvenčné entropie, ktoré hodnotia mieru opakovania sekvencií v rámci signálu. Stavové entropie (Shannon entropy a Renyi entropy) popisujú pravdepodobnosť, že signál sa vo svojom priebehu bude vyskytovať v konkrétnych stavoch, a to bez ohľadu na sekvencie, ktoré týmto stavom predchádzajú (Gao, Hu, & Tung, 2012). Na druhej strane sekvenčné entropie – approximate entropy a jej deriváty (sample entropy, multiscale entropy, composite multiscale entropy a ďalšie)

hodnotia pravdepodobnosť, že konkrétne hodnoty sa objavia v signáli za podmienky, že sekvencia predchádzajúca tejto hodnote je podobná sekvencii predlohy. Sekvenčné entropie teda popisujú opakovanie dráh v signáli (Fino et al., 2016). V nasledujúcej kapitole sa budeme venovať popisu vyššie spomenutých entropií a ich interpretácii. Cieľom nášho záujmu bude najmä approximate entropy, sample entropy a multiscale entropy.

2.2.1 Approximate entropy

Approximate entropy (ApEn) predstavil Pincus (1991) ako praktickú aplikáciu Kolmogorov-Sinai entropy (K-SEn) a sú od nej odvodené takmer všetky ďalšie druhy sekvenčných entropií. ApEn skúma časové rady a hľadá v nich podobné úseky; pri jej výpočte sú definované tri vstupné parametre – dĺžka vstupného signálu (N), kritérium podobnosti (r), ktoré vyjadruje, aké podobné musia byť dátové sekvencie, aby im mohla byť uznaná zhoda, a dĺžka vektora predlohy (m). V tomto nastavení je ApEn súčtom záporných prirodzených logaritmov podmienených pravdepodobností, že dátový bod v_i bude podobný bodu predlohy u_i , pričom m -rozmerný vektor $[v_{i-m}, \dots, v_{i-1}]$, predchádzajúci bodu v_i , je podobný predlohovému vektoru $[u_{i-m}, \dots, u_{i-1}]$ a podobnosť vektorov je definovaná v rozmedzí $\pm r$ -násobku smerodajnej odchýlky použitého časového radu pre každý vstup m -rozmerného vektora. Inými slovami teda ide o pravdepodobnosť, že dve dátové sekvencie, ktoré sú podobné pre m dátových bodov, zostanú aj po pridaní ďalšieho dátového bodu stále podobné. Zároveň tu platí obmedzenie $v=u$, teda algoritmus berie do úvahy aj zhodu predlohy samej so sebou (Fino et al., 2016).

Vyjadrujúc priemernú pravdepodobnosť v logaritmickej forme generuje ApEn racionálne číslo bez jednotky, ktoré sa pohybuje v rozmedzí od 0 do 2 (Pincus, 1991). Nulové hodnoty charakterizujú časový rad, v ktorom sa sekvencie dátových bodov dokonale opakujú. Príkladom môže byť sínusová vlna, ktorá dokonale pravidelne a predvídateľne osciluje. Naopak, hodnota 2 popisuje stav, kedy sa každá sekvencia dátových bodov v úseku signálu objaví úplne náhodne a sama (biely šum). Môžeme teda povedať, že čím je hodnota ApEn nižšia, tým je systém pravidelnejší. Naopak, čím je hodnota ApEn vyššia, tým je hodnotený systém chaotickejší a menej pravidelný (Cavanaugh et al., 2006).

Algoritmus výpočtu ApEn vyžaduje, aby každá predloha mala definovanú nenulovú pravdepodobnosť. Táto požiadavka je vyriešená tým, že je dovolené, aby sa každá predloha mohla zhodovať sama so sebou, čo je jav nazývaný „self-matching“.

Takýto krok zabezpečí, že hodnota ApEn bude definovaná za každých okolností. Pincus a Goldberger (1994) tvrdia, že v dôsledku tohto kroku je ApEn nepresná. V krátkom signáli môže byť počet vektorov zhodných s vektorom predlohy menší než počet predlôh, ktoré sú zhodné samy so sebou, v dôsledku čoho sa v krátkom signáli zvyšuje váha self-matches. Z tohto dôvodu vzniká nepresnosť a znižuje sa výpovedná hodnota ApEn pri krátkych časových úsekoch signálu, pretože hodnoty ApEn naznačujú väčšiu mieru zhody dátových sekvencií, než aká je v signáli reálne prítomná (Fino et al., 2016).

Najjednoduchší spôsob, ako eliminovať túto nepresnosť, by bolo z algoritmu ApEn odstrániť self-matches. To by ale viedlo k tomu, že výpočet ApEn by sa stal vysoko citlivým na odľahlé hodnoty. Ak by sa objavila čo i len jedna predloha, ktorá by sa nezhodovala so žiadnym ďalším vektorom, hodnota ApEn by nemohla byť vypočítaná kvôli prítomnosti $\log(0)$. Ide o prirodzený logaritmus čísla 0, ktorý nie je definovaný, jeho limit je nekonečno a v dôsledku jeho prítomnosti vo výpočte konečnú hodnotu entropie nie je možné vypočítať. Pre mnoho praktických aplikácií teda self-matches jednoducho nemôžu byť vylúčené z výpočtu ApEn (Lake, Richman, Griffin, & Moorman, 2002).

Táto nepresnosť, prítomná v algoritme ApEn, sa v praxi prejavuje jej dvomi hlavnými nedostatkami. Po prvé, hodnota ApEn je vo veľkej miere závislá na dĺžke N hodnoteného úseku signálu a pre krátke časové rady je jednotne nižšia, než sa od nej očakáva. Po druhé, ApEn chýba relatívna konzistencia. Ak je ApEn jedného časového radu vyššia, ako iného, mala by zostať vyššia aj pri zmene hodnôt parametrov m a r . ApEn však nemá relatívnu konzistenciu, preto sa jej výsledná hodnota pri hodnotení tých istých časových radov po zmene parametrov bude líšiť (Richman & Moorman, 2000).

Vstupné parametre teda musia byť pri výpočte ApEn nemenné a porovnanie dát je možné len v prípade, že sú tieto parametre nastavené rovnako pre všetky porovnávané časové rady, a to nielen kvôli chýbajúcej relatívnej konzistencii, ale tiež kvôli všeobecnej citlivosti algoritmu na výber hodnôt parametrov a dĺžku signálu (Yentes et al., 2013).

2.2.2 Sample entropy

Sample entropy (SampEn) je novší druh entropie. Keďže ApEn je kritizovaná kvôli prítomnosti nepresnosti v jej algoritme, SampEn bola vyvinutá v snahe zredukovať závislosť výslednej hodnoty na dĺžke analyzovanej vzorky. Táto redukcia je docielená elimináciou self-matches (Richman & Moorman, 2000). SampEn je definovaná ako záporný prirodzený logaritmus súčtu podmienených pravdepodobností, že dve dátové

sekvencie, ktoré sú pre m bodov podobné, zostanú podobné aj po pridaní ďalšieho dátového bodu. Oproti ApEn pritom platí obmedzenie $v \neq u$, teda ak sú vektory identické, nie sú do výsledku započítané, pretože je to vyjadrenie zhody predlohy samej so sebou (Fino et al., 2016).

V algoritme ApEn je použitý takzvaný „predlohový“ (template-wise) prístup. Hodnota ApEn je definovaná ako súčet záporných prirodzených logaritmov podmienených pravdepodobností, a teda je potrebné najprv vypočítať pravdepodobnosť pre každú predlohu (Richman & Moorman, 2000). Pre výpočet ApEn definujeme množinu B , ktorá vyjadruje počet zhôd dĺžky m a A ako podmnožinu množiny B pre predlohy, zhodné s m a zároveň aj s $m+1$. V tomto prípade je podmienená pravdepodobnosť CP vyjadrená ako $CP = A/B$. CP je v ApEn počítaná pre každú predlohu a následne sa počíta priemer týchto hodnôt pre všetky predlohy. A ani B sa nemôže rovnať 0, a teda CP je definovaná ako $CP = (1 + A)/(1 + B)$, čo je oprava, v dôsledku ktorej sú umožnené self-matches. Táto definícia nie je konzistentná s myšlienkou, že entropia hodnotí mieru tvorby nových informácií, keďže sa do výslednej hodnoty počítajú aj informácie, ktoré nové nie sú (Lake et al., 2002).

Na druhej strane SampEn je definovaná ako záporný prirodzený logaritmus súčtu podmienených pravdepodobností (Yentes et al., 2013), nevyužíva teda predlohový prístup. A a B počíta pre všetky predlohy spolu a v jej výpočte je nutné len to, aby minimálne jedna predloha v celom časovom rade našla zhodu s dĺžkou $m + 1$. Nie je teda potrebné, aby sa zhoda našla pre každú predlohu. Takto je SampEn viac zhodná s myšlienkou, že entropia hodnotí mieru tvorby nových informácií (Richman & Moorman, 2000).

Signály s vysokou hodnotou ApEn budú mať pravdepodobne aj vysokú hodnotu SampEn a naopak. Avšak pri nízkych hodnotách ApEn zodpovedajú self-matches za veľké množstvo celkových zhôd. Odstránenie self-matches z algoritmu SampEn teda môže mať za následok rozdielnu hodnotu SampEn a ApEn, najmä pri krátkych časových radoch. Pri identických signáloch teda rozdiel v hodnotách SampEn a ApEn reprezentuje mieru self-matches vo výpočte ApEn (Fino et al., 2016).

Algoritmus pre výpočet SampEn je oproti algoritmu ApEn jednoduchší a trvá približne o polovicu kratšie. Výpočet SampEn je do veľkej miery nezávislý na dĺžke záznamu a vykazuje relatívnu konzistenciu pri podmienkach, pri ktorých ju ApEn nemá. To znamená, že ak je hodnota SampEn jedného časového radu, pre ktorý sme určili

parametre m a r nižšia, ako SampEn iného časového radu, ostane nižšia aj keď zmeníme hodnoty parametrov r a m (Richman & Moorman, 2000).

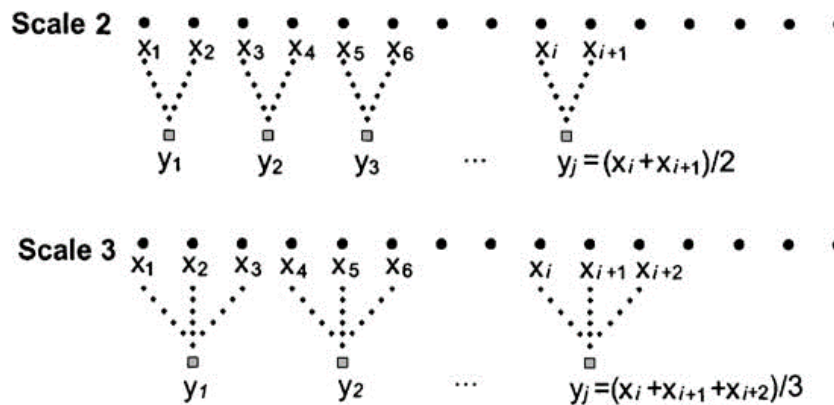
2.2.3 Multiscale entropy

Hodnoty entropie sú často interpretované ako znak úrovne komplexnosti daného systému, no nie vždy je táto interpretácia správna. Časový rad biologického signálu zo zdravého organizmu bude mať hodnotu entropie nižšiu oproti časovému radu umelo vytvoreného, dokonale náhodného signálu, a to i napriek tomu, že väčšia komplexnosť je bezpochyby prítomná v zdravom fyziologickom signáli. Podľa autorov Costa, Peng, Goldberger a Hausdorff (2003) je možné, že tento nedostatok je dôsledkom toho, že ApEn a SampEn sú založené na analýze len jednej škály časového radu, a teda nie celkom dokážu odhaliť vnútornú štruktúru daného signálu, a tým ani jeho komplexnosť (Fino et al., 2016).

Costa, Goldberger a Peng (2002) predstavili techniku nazývanú “multiscale entropy“ (MSE), pomocou ktorej je možné vypočítať hodnotu entropie pre viacero škál. Táto metóda odhaľuje v signáli komplexnosť, ktorá ostáva skrytá pri hodnotení tradičnými metódami, hodnotiacimi len jednu škálu časového radu signálu. MSE je inšpirovaná prístupom autora Zhang (1991), ktorý predstavil algoritmus založený na Shannonovej definícii entropie. Je to vážený súčet entropií viacerých škál daného časového radu. Produkuje vyššie hodnoty entropie pre systémy komplexné, ktoré majú deterministický charakter a vlastnú vnútornú štruktúru. Naopak, pre signály bez vnútorného usporiadania (napríklad biely šum) produkuje nižšie hodnoty. Keďže je ale Zhangov algoritmus založený na Shannonovej entropii, na jeho výpočet sú potrebné veľmi dlhé časové rady, neobsahujúce takmer žiadny šum, čo predstavuje veľké obmedzenie pri hodnotení biologických dát, ktoré šum obsahujú a majú obmedzenú dĺžku (Costa et al., 2003).

MSE na výpočet entropie jednotlivých škál využíva SampEn. Analýzu MSE by sme mohli rozdeliť do troch štádií – prvým štádiom je technika „coarse-graining“ (CG), druhým štádiom je výpočet SampEn a tretím štádiom je kvantifikácia komplexnosti signálu (Lee & Sun, 2018). Pomocou techniky CG sú pre časový rad vytvorené ďalšie škály v závislosti na škálovom faktore τ . Deje sa tak priemerovaním po sebe nasledujúcich dátových bodov v časovom rade. Časový rad je rozdelený na neprekrývajúce sa okná dĺžky τ dátových bodov a z týchto bodov je v každom okne vypočítaný priemer ich hodnoty. Dĺžka každej škály je tak rovná podielu dĺžky

pôvodného časového radu a τ . τ pre škálu číslo jeden je 1 a táto škála je teda identická s pôvodným časovým radom, τ pre škálu číslo dva bude 2 a táto škála bude oproti pôvodnému časovému radu skrátaná na polovicu, škála číslo tri na tretinu a podobne ďalej (Costa et al., 2005). Takže napríklad ak v časovom rade obsahujúcom 30 000 dátových bodov vytvoríme škály až po číslo 20, posledná škála bude mať 1500 dátových bodov (Obrázok 1) (Costa et al., 2002).

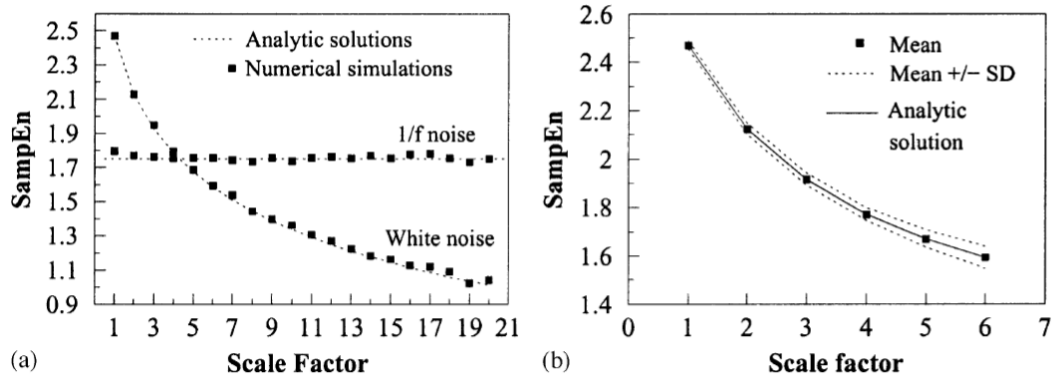


Obrázok 1. Procedúra „coarse-graining“, znázorňujúca vytváranie škál pre MSE analýzu (Costa et al., 2003).

Pre každú škálu je následne vypočítaná SampEn a zo získaných hodnôt je pre hodnotený časový rad vytvorená krivka – graf závislosti škálového faktora τ na SampEn. Krivky jednotlivých časových radov sú použité na porovnanie relatívnej komplexnosti časových radov. Oblasť pod krivkou je nazývaná index komplexnosti a práve tento index vyjadruje mieru komplexnosti daného časového radu (Busa & van Emmerik, 2016). Autori algoritmu MSE (Costa et al., 2002; Costa et al., 2003) tvrdia, že ak sú hodnoty entropie pre väčšinu škál jedného časového radu vyššie, než iného časového radu, za viac komplexný je považovaný časový rad s vyššou hodnotou entropie (Obrázok 2).

Informácie o hodnotenom časovom rade nám poskytuje i tvar krivky. Autori Costa et al. (2005) popisujú charakteristické črty týchto kriviek v časových radoch dvoch protikladných stavov – dokonale pravidelný signál („1/f noise“) a signál bieleho šumu („White noise“). Pre škálu číslo jeden je u bieleho šumu hodnota entropie podstatne vyššia, ako u 1/f signálu. Entropia 1/f signálu ale ostáva prakticky rovnaká pre všetky škály a, naopak, u bieleho šumu sa hodnota entropie s rastúcim τ monotónne znižuje. Teda ak aj je hodnota entropie prvej škály vyššia pre biely šum, než pre 1/f signál, pre škálu 5 a viac je opak pravdou – 1/f signál bude mať hodnotu entropie vyššiu (Costa et al., 2005). Na rozdiel od bieleho šumu obsahuje 1/f signál komplexné

štruktúry naprieč všetkými škálami, preto každá škála odhalí nové informácie o týchto štruktúrach. Biely šum obsahuje podstatnú informáciu len na najnižšej škále (Obrázok 2) (Costa et al., 2003).



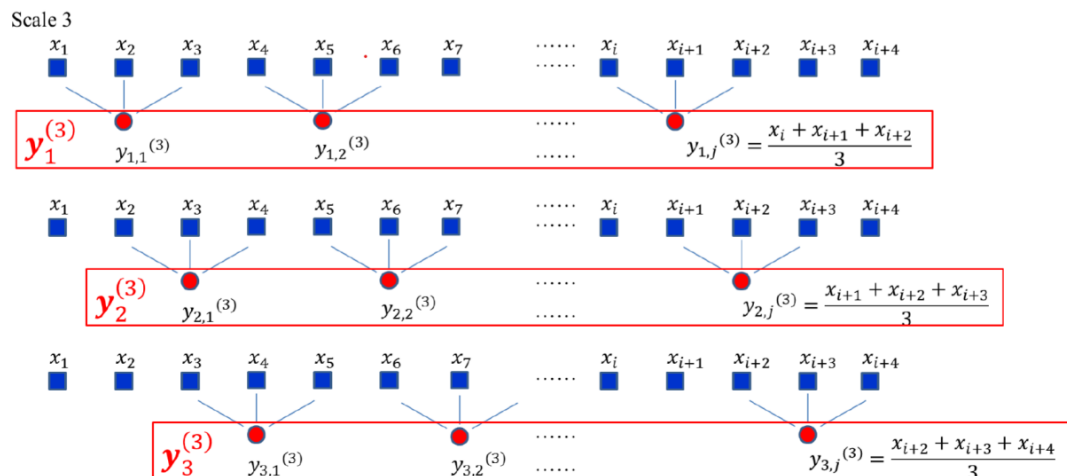
Obrázok 2. Znáozornenie MSE bieleho šumu (White noise) a pravidelného signálu (1/f noise) (Costa et al., 2003).

2.2.4 Ďalšie druhy entropií

Podľa autorov Fino et al. (2016) sa Shannon entropy (ShEn) a Renyi entropy (ReEn) radia medzi takzvané stavové entropie. Sú to entropie odvodené zo Shannonovej teórie informácie a hodnotia opakovanie určitého stavu v signáli alebo, inak povedané, hodnotia množstvo informácií, obsiahnutých v signáli. ReEn je definovaná ako súčet pravdepodobností, že dátový bod sa objaví v jednej z dopredu špecifikovaných vymedzených oblastí v rámci celého signálu. ReEn a ShEn teda vyjadrujú mieru pravdepodobnosti, že dátový bod obsadí konkrétne oblasti signálu, napríklad v časových údajoch o pohybe COP skúmajú frekvenciu, v ktorej je COP v priebehu signálu v istej vymedzenej oblasti, a to bez ohľadu na to, akou cestou sa COP do tejto pozície alebo z nej dostane (Gao et al., 2012). Autori Gao, Hu, Buckley, White a Hass (2011) rozdelili graf, znázorňujúci trajektóriu pohybu COP, mriežkou na rámčeky s rozmermi 5x5 mm a hodnotili obsadenie jednotlivých rámčekov dátovými bodmi trajektórie COP. Vyššie hodnoty ReEn a ShEn v tomto prípade znamenajú, že COP sa nachádza rovnomerne naprieč viacerými stavmi, zatiaľ čo nižšie hodnoty ReEn a ShEn nám naznačujú, že COP má tendenciu prebývať v niektorých oblastiach viac než v iných (Gao et al., 2012).

V praxi sú pri posudzovaní posturálnej stability najviac využívanými algoritmiami na hodnotenie entropie ApEn, SampEn a MSE. Tieto algoritmy sú hodnotným základom

v problematike hodnotenia posturálnej stability, no obsahujú stále veľké množstvo nedostatkov, ktoré limitujú výpočty alebo vyžadujú príliš dlhé vzorky dát. V snahe odstrániť tieto nedostatky vzniká mnoho nových metód s rovnakým základom (Wu, Wu, Lin, Wang, & Lee, 2013). Algoritmus SampEn je do veľkej miery nezávislý na dĺžke časového radu, no pri nízkych hodnotách N je jeho spoľahlivosť diskutabilná a výsledky SampEn pre krátke časové rady sú často nekonzistentné. Keďže SampEn je súčasťou algoritmu MSE, vzniká otázka, či hodnoty SampEn v škálach s vyšším škálovým faktorom τ nespôsobujú chyby v konečnej hodnote entropie. V dôsledku tejto neistoty sa znižuje spoľahlivosť algoritmu MSE. Z tohto dôvodu bola autormi Wu et al. (2013) vyvinutá composite multiscale entropy (CompMSE). Algoritmus MSE v procedúre CG vytvára priemerovaním hodnôt dátových bodov nové časové škály, pre každú hodnotu τ jednu časovú škálu (Costa et al., 2003). V algoritme CompMSE pre každú hodnotu τ vytvorí τ škál, teda pre $\tau = 2$ vytvorí 2 škály, pre $\tau = 3$ vytvorí 3 škály a podobne ďalej. Deje sa tak posúvaním okien v časovom rade, teda v prvej škále pre $\tau = 2$ sú priemerované body $(x_1$ a $x_2)$, $(x_3$ a $x_4)$, $(x_5$ a $x_6)$ a podobne, a v druhej škále sa okná, spájajúce dátové body posunú o jeden dátový bod a následne sú priemerované body $(x_2$ a $x_3)$, $(x_4$ a $x_5)$, $(x_6$ a $x_7)$ a podobne ďalej (Obrázok 3). Hodnota CompMSE pre danú škálu je následne vypočítaná ako stredná hodnota entropií škál vytvorených pre jeden škálový faktor (Wu et al., 2013).



Obrázok 3. Proces vytvárania škál pre $\tau = 3$ v algoritme CompMSE (Wu et al., 2013).

MSE a CompMSE poskytujú veľmi podobné výsledky, avšak CompMSE má tendenciu poskytovať presnejšie odhady pri vysokom škálovom faktore τ , pretože pri

výpočte CompMSE sa dĺžka časového radu zachová vo väčšej miere, než pri výpočte MSE (Fino et al., 2016).

Okrem CompMSE bolo vyvinuté veľké množstvo novších modifikácií MSE, ako napríklad multivariate multiscale entropy (Hansen et al., 2017) alebo intrinsic mode entropy (Amoud, Snoussi, Hewson, Doussot, & Duchêne, 2007). Existuje teda mnoho prostriedkov schopných hodnotením variability pohybu odhaliť jeho komplexnosť a zmeny, ktoré lineárne prostriedky odhaliť nedokážu. Výpočty i interpretácia týchto prostriedkov je ale v mnohých prípadoch rozdielna a citlivosť jednotlivých algoritmov na rôzne konkrétne zmeny v časových radoch nie je vždy jasná. Predmetom mnohých novších štúdií je preto nielen vývin nových a lepších metód, ale i porovnanie už existujúcich algoritmov a ich potenciálu v hodnotení komplexnosti pohybu, odhalení rizika pádov a podobne (Fino et al., 2016).

2.3 VPLYV VSTUPNÝCH PARAMETROV NA HODNOTU ENTROPIE

Hodnoty ApEn a SampEn sa menia zároveň s hodnotami parametrov m , r a N , výsledné hodnoty sú pri hodnotení krátkych súborov dát na ich voľbe veľmi závislé, a preto by sa mali vyberať veľmi opatrne. Na správny výber hodnôt týchto parametrov totiž neexistuje presný návod, čo je u týchto algoritmov považované za veľký nedostatok (Lake et al., 2002).

ApEn bola prvotne vyvinutá ako metóda schopná odhaliť dynamiku systémov už z krátkych časových radov, získaných z tohto systému. Dnes už je ale známe, že pre krátke časové rady nie je ApEn spoľahlivým prostriedkom hodnotenia. SamEn, ako dokonalejšia verzia ApEn, je považovaná za nezávislú na dĺžke časového radu, avšak Richman a Moorman (2000) uviedli, že pri používaní súborov dát, ktoré boli kratšie, ako 100 dátových bodov, sa aj hodnoty SampEn líšili od ich očakávaní a výber správnych vstupných parametrov je teda dôležitý i pre SampEn. SampEn považujú za nezávislú na dĺžke časového radu vtedy, ak je parameter N nastavený na hodnotu viac ako 750 dátových bodov. Yentes et al. (2013) predpokladali, že citlivosť na dĺžku časového radu musí mať svoje maximum a entropia sa vo vyšších hodnotách parametra N stabilizuje. Pri testovaní umelo vytvorených dát s dĺžkou až do 10 000 dátových bodov pozorovali stabilizáciu hodnôt ApEn i SampEn pri N okolo 2000 dátových bodov. Keďže ale nie je isté, že rovnaké pravidlo platí i pri experimentálnych dátach tak, ako v umelo vytvorených, je potrebné tento fakt overiť v ďalších výskumoch. Yentes et al. (2013)

odporúčajú pri výpočte ApEn i SampEn stanoviť dĺžku časového radu N v rozmedzí od 200 dátových bodov až do maximálnej možnej dĺžky, s ohľadom na obmedzenia pri testovaní (vek testovaného jedinca, prípadné patológie).

SampEn je používaná tiež pri výpočte MSE a pre tento výpočet sa teda odporúčaná hodnota parametra N tiež odvíja od požiadaviek algoritmu SampEn. Gow, Peng, Wayne a Ahn (2015) odporúčajú, aby časový rad pri analýze MSE obsahoval $14^m - 23^m$ dátových bodov. Autori algoritmu MSE (Costa et al., 2003) tvrdia, že so znižujúcou sa dĺžkou časového radu N sa stráca relatívna konzistencia SampEn. Teda ak pri hodnotení dvoch časových radov s dĺžkou N je hodnota SampEn jedného časového radu vyššia, ako iného, nie je zaručené, že tento pomer sa zachová aj pri zmene parametra N , a to špeciálne v prípade, že dĺžka N nebude rovnaká pre porovnávané časové rady. Je ale rozdiel, či kratší časový rad je oproti pôvodnému kratší v dôsledku odobratia dátových bodov alebo v dôsledku procedúry CG. Táto procedúra síce generuje škály so znižujúcim sa počtom dátových bodov, no nie v dôsledku odobratia časti dátových bodov. Kratšie škály sú vytvorené z pôvodného časového radu úpravou, ktorá zachováva kompletnú informáciu o použítom časovom rade. Preto pri vyšších škálach v algoritme MSE nebude menšou dĺžkou časového radu znížená relatívna konzistencia tohto algoritmu (Costa et al., 2005).

Parameter m určuje dĺžku vektora predlohy. Pri nižších hodnotách m , teda pri hodnotení kratších vektorov predlôh, je väčšia pravdepodobnosť, že sa nájde zhoda. V týchto prípadoch teda môžeme očakávať i vyššie hodnoty entropie. Naopak, pri vyššej hodnote m , kedy sa hľadá zhoda pre dlhšie vektory predlôh, sa bude hodnota entropie zvyšovať. Costa et al. (2005) testovali signál bieleho šumu a pravidelného signálu. Pri nastavení parametra m na vyššie hodnoty ako 5 sa hodnota SampEn výrazne zvýšila oproti nastaveniu m na nižšiu hodnotu. Taktiež sa výrazne zvýšil koeficient variácie pravidelného signálu i signálu bieleho šumu. Čím je vyššia hodnota m , dĺžka vektorov predlôh je väčšia. Zároveň je potrebná väčšia dĺžka celého časového radu, aby bolo možné vypočítať frekvenciu vektorov s dĺžkou m a $m + 1$ s dostatočnou štatistickou presnosťou (Costa et al., 2005). Štandardne využívanou hodnotou parametra m pri výpočte ApEn i SampEn je hodnota 2. Takéto nastavenie odporúčal už Pincus (1991) a táto hodnota je veľmi často využívaná aj ďalšími autormi (Gow et al., 2015). Autori Yentes et al. (2013) tvrdia, že pri nastavení hodnoty $m = 2$ získali oproti iným nastaveniam výsledky s nižším počtom self-matches.

Ako najnáročnejší sa však javí správny výber hodnoty r . Parameter r definuje kritérium podobnosti použité pri porovnaní vektorov. Ak je rozdiel medzi akýmkoľvek

porovnávanými vektormi väčší, ako r -násobok smerodajnej odchýlky porovnáwanej sekvencie časového radu, vektory sú považované za rozdielne. Ak je rozdiel menší, sú akceptované ako zhodné (Costa et al., 2005). Hodnota parametra r teda určuje podiel hodnoty smerodajnej odchýlky porovnáwanej sekvencie. Pincus (1991) uviedol optimálne nastavenie parametra r na hodnotu 0,2. V súčasnosti najvyužívanejšie sú hodnoty v rozmedzí 0,1-0,25, a to v závislosti na type vykonávanej pohybovej činnosti. Vo výpočte ApEn môže výber nízkych hodnôt r viesť k vysokému podielu self-matches v celkovom súčte zhôd (Yentes et al., 2013). U ApEn i SampEn sa zasa následkom nižšieho počtu zhôd pri nízkej hodnote r zvyšuje citlivosť algoritmu na odľahlé dátové body, konkrétne ostré maximá. Pre väčšinu nepravidelných signálov platí pravidlo, že prítomnosť ostrých maxim v signáli spôsobí zníženie hodnoty ApEn alebo SampEn. Ostré maximá v hodnotách presahujúcich amplitúdu signálu dodávajú signálu väčšiu pravidelnosť, a taktiež ich vysoký počet zvyšuje pravdepodobnosť nálezu zhody v signáli, následkom čoho sa hodnota entropie takéhoto signálu znižuje. Naopak, entropia signálov, ktoré sú veľmi pravidelné, napríklad v tvare sínusoidy, sa pri prítomnosti ostrých maxim v signáli znižuje. Štandardne je už pri hodnote $r = 0,2$ podiel zhôd v biologickom signáli len v 12 % dátových bodov a u bieleho šumu ešte 10-krát menej. Akékoľvek odľahlé dátové body teda budú mať významný vplyv na konečný výsledok a algoritmy sú na ne citlivé (Molina-Picó et al., 2011).

Sarlabous et al. (2010) navrhli iný spôsob voľby hodnoty parametra r . Využili konštantnú hodnotu tohto parametra a definovali ho ako r -násobok smerodajnej odchýlky celého časového radu. V tomto prípade hodnota r ostáva rovnaká pre celý hodnotený časový rad a nemení sa v závislosti na smerodajnej odchýlke práve hodnotenej sekvencie dátových bodov. Yentes, Denton, McCamley, Raffalt a Schmid (2018) porovnávali výsledky hodnotenia tých istých časových radov chôdze v rôznych podmienkach pomocou konštantnej a meniacej sa hodnoty r . V experimente zistili, že použitie fixnej hodnoty tohto parametra síce vedie k zvýšeniu relatívnej konzistencie algoritmu SampEn, no zároveň pozorovali rozdielne výsledky entropie pri použití konštantnej hodnoty oproti meniacej sa hodnote parametra r . V zhode s výsledkami a tvrdením autorov Forrest, Challis a Winter (2014) autori Yentes et al. (2018) považujú používanie konštantnej hodnoty r za riskantné a odporúčajú používať štandardné nastavenie parametra r – meniace sa podľa smerodajnej odchýlky práve hodnotenej dátovej sekvencie.

Väčšia smerodajná odchýlka spôsobuje veľmi veľké rozmedzie pre uznanie zhody a pri malej smerodajnej odchýlke bude malá i výsledná miera tolerancie (Yentes et al.,

2013). Costa et al. (2005) testovali nastavenie parametrov pre SampEn vo výpočte MSE z umelo vytvorených časových radov bieleho šumu a dokonale pravidelného signálu. Nastavenie parametrov $r = 0,15$ a $m = 2$ považujú za vhodný kompromis, keďže v tomto nastavení pozorovali zachovanie relatívnej konzistencie a len veľmi malé odchýlky v hodnotách SampEn pre rôzne časové rady rovnakých signálov.

Rôzni autori odporúčajú rôzne nastavenia a ideálne hodnoty vstupných parametrov pre výpočet ApEn a SampEn nie sú známe, no SampEn preukazuje všeobecne konzistentnejšie výsledky ako ApEn (Chen, Solomon, & Chon, 2005; Costa et al., 2005). Podľa autorov Yentes et al. (2018) je z dôvodu problémov s relatívnou konzistenciou týchto algoritmov vhodné v ďalších výskumoch používať a porovnávať výsledky s použitím rôznych hodnôt vstupných parametrov.

2.4 INTERPRETÁCIA ENTROPIÍ

2.4.1 Komplexnosť

Pri štúdiu problematiky entropií sa neustále stretávame s pojmom komplexnosť. Už prvý algoritmus, hodnotiaci úroveň entropie, bol vyvinutý ako prostriedok hodnotenia pravidelnosti, ktorý by dokázal definovať úroveň komplexnosti systému analýzou jeho signálu (Pincus, 1991). V terminológii pohybu človeka môžeme pozorovať rôzne spôsoby interpretácie pravidelnosti alebo variability a tiež rôzne náhľady na komplexnosť. V Teórii dynamických systémov (Dynamic systems theory) je variabilita nazývaná „rich behavioral state“. Je pokladaná za znak komplexnosti riadiaceho systému a táto komplexnosť je považovaná za spojenú so stabilitou systému. Variabilný systém je tak považovaný za viac funkčný, keďže má k dispozícii viac stratégií na dosiahnutie toho istého (konzistentného) výsledku. Výkyvy, prítomné v odpovedi chaotického systému, ktoré sa zdajú byť náhodné, sú podľa tejto teórie v skutočnosti riadené deterministickými procesmi (Davids, Glazier, Araújo, & Barlett, 2003; Newell & Corcos, 1993).

Pincus a Keefe (1992) sú toho názoru, že miera komplexnosti systému je charakterizovaná stupňom prepojenosti subsystémov. Tvrdia, že systém je zložený z komponentov a pravidelnosť signálu tohto systému odráža, do akej miery sú jeho komponenty medzi sebou prepojené alebo, naopak, izolované od okolia. Menej komplexný systém obsahuje menšie množstvo takýchto vnútorných prepojení, viac komponentov ostáva izolovaných a do výsledného signálu ich teda prispieva menší počet. Príspevok každého komponentu je ale o to dominantnejší. Naopak, komplexný systém

obsahuje väčšie množstvo vnútorných prepojení a interakcií medzi subsystémami, produkuje variabilnejší, menej predvídateľný signál a príspevok jednotlivých komponentov je o niečo menej dominantný (Pincus & Goldberger, 1994).

Lipsitz (2002) popisuje vzťah medzi komplexnými výkyvmi v pokojnom stave a sústredenou odpoveďou na narušenie stability spôsobené vonkajšími vplyvmi. Tento koncept nazýva „reactive tuning“. Tvrdí, že pri analýze dát získaných zo zdravého živého organizmu je komplexnosť tohto systému definovaná ako prítomnosť chaotických časových variácií signálu zaznamenaných počas pokojného stavu. V prípade narušenia stability sa preukáže ako schopnosť adaptácie, kedy sa systém dokáže rýchlo vyrovnáť so stresovým podnetom. Teda v prípade, že je daný organizmus vyvedený z rovnováhy a stabilita je narušená, dokáže sa flexibilne adaptovať. Ak nervový systém prijme tieto chaotické režimy, získava istú výhodu. Chaotické režimy mu totiž ponúkajú širokú škálu potenciálnych stratégií správania. Komplexné biologické systémy sa tak dokážu prispôbiť i v nepredvídateľnom a meniacom sa prostredí.

Ak teda jedinca so zdravým systémom posturálnej kontroly uvedieme do situácie s minimálnymi obmedzeniami, napríklad pokojný stoj bez senzorických obmedzení, poloha COP sa mení relatívne náhodným spôsobom, čo naznačuje pripravenosť systému rýchlo odpovedať na prípadné vonkajšie podnety, ktoré by tento jeho stav narúšali. V prípade choroby, zranenia alebo u jedinca vo vyššom veku, kedy sú prepojenia medzi komponentmi systému obmedzené, je komplexnosť systému menšia, výkyvy COP v pokoji sú viac obmedzené, viac usporiadané a pravidelné, a tiež viac predvídateľné (Cavanaugh, Guskiewicz, & Stergiou, 2005).

Môžeme to teda zhrnúť tak, že komplexnosť je spojená s bohatou vnútornou štruktúrou a prepojeniami medzi rôznymi časovo-priestorovými škálami systému. Úbytok komplexnosti predpovedá zhoršenie funkcie a rigidnejšie posturálne správanie, ktorého výsledkom je dysfunkcia posturálnej kontroly a rovnováhy počas narušenia postury vonkajšími vplyvmi (Hansen et al., 2017).

Náhodnosť, variabilita či počet stupňov voľnosti nám napovedajú o úrovni komplexnosti systému a môžeme mať dojem, že maximálna variabilita naznačuje maximálnu komplexnosť. Systémy, ktoré sú postihnuté patológiou, síce majú často tendenciu pravidelnejšieho správania, no existujú patológie, ako napríklad niektoré druhy srdcových arytmií, ktoré sa v biologickom signáli preukážu vysoko nepravidelnými výkyvmi so štatistickými vlastnosťami, podobajúcimi sa na neusporiadaný, chaotický

signál. Variabilita signálu je v tomto prípade väčšia, no jeho komplexnosť sa nepochybne znižuje (Costa et al., 2003).

Newell (1998) tieto vzťahy popisuje prostredníctvom teoretického konceptu takzvaných stupňov voľnosti. Pravidelný časový rad je podľa neho produktom systému, ktorý obsahuje menší počet stupňov voľnosti, teda i väčšie obmedzenie, zatiaľ čo nepravidelný signál je tvorený systémami s väčším počtom stupňov voľnosti. Nepravidelnosť časových radov spája s komplexnosťou a schopnosťou adaptácie systému. Taktiež ale uvádza, že dokonale nepravidelné signály, produkované úplne neobmedzenými systémami s nekonečným počtom stupňov voľnosti, sú produktom náhodného procesu. Tu sa teda nedá hovoriť o vysokej komplexnosti a schopnosť adaptácie jedinca môže byť obmedzená ako malým počtom stupňov voľnosti, tak aj veľkým počtom stupňov voľnosti s menej precíznym usporiadaním.

Komplexnosť systému sa teda prejavuje ako stredná miera neusporiadanosti a je potrebné skúmať vnútornú štruktúru signálu na to, aby sme odlíšili, či je neusporiadanosť dôsledkom komplexnosti systému a jeho deterministického charakteru alebo je, práve naopak, produktom náhodného procesu (Costa et al., 2003).

2.4.2 Entropie a komplexnosť

Mnoho z prvých štúdií zameraných na entropie signálov z ľudských organizmov hodnotilo biologické dáta získané z činnosti srdca. Pincus a Goldberger (1994) tvrdia, že biologický signál je odpoveďou na príjem a integráciu vstupov z vnútorných i vonkajších zdrojov pôsobiacich na daný organizmus. Pri prítomnosti väčšieho množstva týchto vplyvov sa ich váha znásobuje a odpoveď systému je bohatšia. Naopak, prítomnosť poruchy alebo ochorenia v organizme spôsobí, že odpoveď systému je ochudobnená v dôsledku menšej miery podnetov. Výsledky hodnotenia ApEn v štúdiu autorov Pincus a Goldberger (1994) sú v súlade s touto hypotézou, keďže pri analýze časových radov signálu zo záznamu činnosti srdca pozorovali vysoké hodnoty ApEn u mladých zdravých jedincov a najnižšie hodnoty u starších jedincov alebo jedincov trpiacich ochorením. Mieru variability, získanú z hodnotenia ApEn, spájajú s úrovňou komplexnosti systému a vyššie hodnoty pripisujú komplexným zdravým systémom, zatiaľ čo nízke hodnoty sú podľa týchto autorov typické pre systémy starších organizmov alebo organizmov postihnutých patológiou, u ktorých je teda miera komplexnosti nižšia.

Richman a Moorman (2000), podobne ako Pincus a Goldberger (1994), spájajú nižšie hodnoty entropie, v tomto prípade SampEn, so zvýšenou pravidelnosťou signálu v

dôsledku patologického stavu. Konkrétne ide o signál srdcovej činnosti a jeho zvýšenú pravidelnosť v dôsledku neonatálnej sepsy alebo sepse podobného stavu. Richman a Moorman (2000) zistili, že algoritmus SampEn je schopný ukázať zmeny, naznačujúce tento patologický stav až do 24 hodín pred jeho vypuknutím. Vzápätí ale uvádzajú, že hodnoty SampEn sa znížili i pri prítomnosti ostrých maxím v signáli. Je teda možné, že toto zníženie, poukazujúce na patologický stav, môže byť taktiež dôsledkom tohto javu. Vo všeobecnosti teda hovoria, že znížené hodnoty entropie naznačujú zvýšenú pravidelnosť systému, ktorá indikuje patologický stav alebo prítomnosť ostrých maxím v signáli, prípadne kombináciu týchto dvoch faktorov.

Autori Cavanaugh et al. (2006) popisujú ApEn ako prostriedok hodnotenia náhodnosti v signáli, ktorý poskytuje informácie o jeho vnútornom usporiadaní. Tvrdia, že existuje vzťah medzi amplitúdou a náhodnosťou oscilácií COP a že zdravá a vyspelá posturálna kontrola v pokojnom vzpriamenom stoji je charakterizovaná relatívne nepravidelnými osciláciami COP, ktoré majú malú amplitúdu. Túto súvislosť pozorovali autori Cavanaugh et al., (2007), keď pri hodnotení časových radov pohybu COP, v ktorých lineárne charakteristiky odhalili vyššiu amplitúdu oscilácií, nelineárne charakteristiky odhalili nižšiu hodnotu ApEn. Takéto signály boli teda menej náhodné, respektíve systém bol viac usporiadaný. Naopak, u signálov s malou amplitúdou oscilácií sa ukázala vyššia hodnota ApEn, a teda tieto signály boli viac náhodné a neusporiadané. Podľa týchto autorov je vyššia náhodnosť, teda vyššia hodnota ApEn znakom lepšej posturálnej stability, zatiaľ čo nižšia náhodnosť, vyjadrená nižšou hodnotou ApEn, je zasa znakom väčšieho obmedzenia a miera náhodnosti je spojená s veľkosťou amplitúdy signálu.

V stoji s obmedzením alebo odstránením senzorickej informácie tiež autori Cavanaugh et al. (2005) uvádzajú nižšie hodnoty ApEn pohybu COP, než pri pokojnom stoji. Oscilácie COP sú teda v tomto prípade viac pravidelné a majú väčšiu amplitúdu. Odstránenie presnej senzorickej spätnej väzby nielen skomplikuje úlohu jedincov precízne kontrolovať pozíciu tela, ale tiež umelo obmedzí interakcie medzi komponentmi kontrolného systému, a tak spôsobí tvorbu pravidelnejších oscilácií vo výslednom signáli, teda aj nižšiu hodnotu ApEn týchto signálov.

Nurwulan, Jiang a Iridiastadi (2015) vytvorili výskum, ktorý mal u mladých zdravých ľudí hodnotiť vplyv písania správ na mobilnom telefóne v rôznych variáciách stoji na úroveň posturálnej stability. Autori vychádzajú z toho, že čím je vyšší index komplexnosti, tým je vyššia úroveň komplexnosti systému posturálnej stability jedinca,

pričom komplexnosť poukazuje na schopnosť prispôbiť sa podmienkam meniaceho sa prostredia. Na hodnotenie posturálnej stability použili prostriedok multivariate multiscale entropy (MMSE), ktorá je veľmi podobná s MSE a vo výsledku bola hodnota MMSE pohybu COP vyššia práve pri stojí v kombinácii s úlohou písania správ. Tento výsledok sa nezhodoval s výsledkom lineárnych charakteristík a autori ho interpretujú tak, že v prípade, že sú porovnávaní zdraví jedinci s chorými alebo mladí jedinci so starými, môžeme očakávať, že vyššie hodnoty entropie budú vždy u mladších a zdravých, keďže systém posturálnej kontroly práve týchto jedincov by mal byť zdravý a komplexný. Ak sú ale, tak ako v tejto štúdii, hodnoty entropie porovnávané v rôznych podmienkach len u mladých zdravých jedincov, nárast entropie v náročnejších podmienkach môže poukazovať práve na vyššiu schopnosť daného systému prispôbiť sa výzvam vonkajšieho prostredia pre udržanie posturálnej stability.

I keď sa termíny komplexnosť, variabilita a náhodnosť u rôznych autorov prelínajú a podľa mnohých autorov je entropia priamo spojená s termínom komplexnosť, Goldberger et al. (2002) tvrdia, že komplexnosť je výsledkom zložitého vnútorného usporiadania a riadenia na princípe spätnej väzby na rôznych úrovniach kontrolných systémov. Následkom toho je organizmus schopný sa adaptovať na každodenné stresové podnety. ApEn bola vyvinutá na hodnotenie stupňa predvídateľnosti série dátových bodov a je preto prostriedkom vyjadrenia pravidelnosti, nie priamym indexom fyziologickej komplexnosti. Zvýšenie hodnoty ApEn teda podľa týchto autorov nemusí nevyhnutne znamenať zvýšenie fyziologickej komplexnosti.

Podobne to vidia i Costa et al. (2005). Na kvantifikáciu komplexnosti je vyvinutých a používaných už viacero prostriedkov, založených na entropii, a to napriek tomu, že medzi entropiou a fyziologickou komplexnosťou neexistuje priama súvislosť. Tradičné algoritmy – ApEn a SampEn – môžu viesť k scestným výsledkom, pretože zvýšenie entropie systému je niekedy, ale nie vždy spojené so zvýšením komplexnosti. Títo autori uvádzajú MSE ako vhodný prostriedok na hodnotenie komplexnosti, keďže ju hodnotí na viacerých škálach časového radu a získa tak viac informácií o danom systéme. Príkladom toho sú výsledky analýzy MSE na umelo vytvorených časových radoch bieleho šumu a pravidelného signálu, spomenuté v kapitole multiscale entropy.

Prostriedkom na lepšie porozumenie problematike entropie, variability a komplexnosti pohybu môže byť i pozorovanie týchto aspektov počas motorického vývinu detí. Autori Harbourne a Stergiou (2003) hodnotili ApEn časových radov COP v sede u dojčiat. V prechode z fázy, kedy dieťa nevedelo samostatne sedieť, do fázy, kedy

bolo schopné sedieť samostatne na krátku chvíľu, bol pozorovaný pokles ApEn. Naopak, v prechode do ďalšej fázy, kedy už dieťa dokázalo sedieť samostatne aj dlhšiu dobu, bol pozorovaný jemný nárast hodnoty ApEn. Autori štúdie teda spájajú hodnotu entropie s počtom takzvaných „stupňov voľnosti“ v dynamike pohybu daného jedinca, a to na základe tvrdenia autora Fitzpatrick (1998). V čase, kedy si dieťa osvojuje novú stratégiu, takpovediac „zamrazí“ stupne voľnosti pohybu a sústreďí sa na učenie konkrétnej schopnosti a naopak, v čase, kedy si už danú stratégiu osvojilo, „uvoľní“ stupne voľnosti pohybu a začne skúmať dynamiku novej motorickej schopnosti (Fitzpatrick, 1998). Pokles hodnoty ApEn teda v tomto prípade podľa autorov znamená, že dieťa si osvojuje novú posturálnu schopnosť a keď sa ju naučí, ApEn sa zvyšuje, pretože dieťa potrebuje vyššiu variabilitu pohybu, aby mohlo skúmať ďalšie možnosti pohybu, ktoré v danej pozícii má. Zmena hodnoty ApEn teda poukazuje na proces učenia a reorganizácie motorických schopností jedinca.

Podobne to popisuje Hadders-Algra (2005). Hovorí o rozdiel medzi „primárnou variabilitou“ a „sekundárnou variabilitou“. Primárna variabilita v posturálnej aktivite je charakterizovaná ako vysoká variabilita, ktorá je len málo prispôbená obmedzeniam prostredia. Je spojená so skúmaním prostredia a stratégiou „pokus-omyl“. Dieťa v nej spoznáva okolie a učí sa kontrolovať svoj pohyb v priestore. Sekundárna variabilita je, na druhej strane, dobre kontrolovaná. Je spojená s dozrievaním schopnosti úspešne integrovať vnemy z viacerých senzorických systémov a využiť ich pre správnu posturálnu kontrolu. Ako sa postupne táto schopnosť zlepšuje, stratégia „pokus-omyl“ už nie je natoľko potrebná a sekundárna variabilita sa prejaví pokročilou schopnosťou sedu.

Nepravidelnosť, a teda vysoká entropia, môžu byť považované za znak zdravého bdelého systému a opačný, nemenný stav za znak mŕtveho systému. Nepravidelnosť teda znamená ostražitosť, kedy systém skúma okolie a je pripravený na nečakané. Poškodený systém sa zasa stáva rigidným a uväzneným v opakujúcich sa vzoroch bez možnosti úspešne sa vyrovnáť s novými výzvami. Na druhej strane však môže byť nepravidelnosť braná i ako znak, že systém stráca svoju štruktúru a stáva sa menej udržateľným. Keď hovoríme o stoj, chaotické výkyvy môžu byť chápané ako znak slabých rovnovážnych schopností a chabej posturálnej kontroly, no tiež môžu byť interpretované ako znak úspešnej vedomej stratégie udržiavania rovnováhy. Obidve interpretácie môžu byť správne, no je otázkou, kedy je vysoká entropia znakom patologického a kedy znakom zdravého stavu systému (Borg & Laxåback, 2010).

Podobne to vidia i autori Yentes et al. (2013), podľa ktorých sú vyspelé motorické schopnosti zdravého organizmu spojené s optimálnou variabilitou pohybu, kedy (časová) štruktúra signálu, získaného z tohto organizmu, odhaľuje informácie o procesoch kontroly pohybu. Ak je teda zdravý vzor pohybu komplexný, znamená to, že je flexibilný a prispôsobivý. Sú toho názoru, že pri pohybe s vysokou pravidelnosťou a nízkou entropiou, ale aj pri veľmi náhodnom pohybe s vysokou entropiou je zjavná nízka miera komplexnosti pohybu, čo naznačuje, že proces motorickej kontroly je buď príliš nemenný alebo príliš neusporiadaný. Strata komplexnosti sa teda prejaví ako prílišná rigidita alebo prílišná neusporiadanosť, ktoré sú demonštrované buď veľmi nízkymi, alebo veľmi vysokými hodnotami entropie.

Autori Yamagata, Ikezoe, Kamiya, Masaki a Ichihashi (2017) hodnotili komplexnosť pohybu COP u starších jedincov a očakávali, že vyššia SampEn, a podľa nich i vyššia komplexnosť, bude spojená s vyššou úrovňou posturálnej kontroly. Hodnoty SampEn porovnávali s výsledkami klinických rovnovážnych testov a na rozdiel od ich očakávania sa u jedincov s lepšími výsledkami v týchto klinických testoch, teda u jedincov s lepšími rovnovážnymi schopnosťami, preukázali nižšie hodnoty SampEn. Nižšia hodnota SampEn reprezentuje vyššiu pravidelnosť v pohybe COP, čo naznačuje stratégiu vyššej pohybovej rigidity v posturálnej kontrole a menšiu schopnosť adaptácie pri pôsobení rušivých vplyvov. To by sa malo prejaviť zhoršenou úrovňou posturálnej stability, avšak výsledky naznačujú presný opak. Podľa autorov je výraznejšia koaktivácia svalov v pokojnom stoji, a teda i vyššia rigidita kĺbov, efektívnou stratégiou na udržanie rovnováhy u starších jedincov. Nižšie hodnoty SampEn sú teda odrazom tohto kompenzačného mechanizmu. Komplexnosť pohybu u týchto jedincov je síce nižšia, no posturálna stabilita je zabezpečená inými kompenzačnými mechanizmami.

Takéto zníženie hodnoty entropie môže byť podľa autorov Borg a Laxåback (2010) interpretované ako znak, že udržiavaniu rovnováhy je venovaná väčšia pozornosť a v dôsledku zapojenia kognitívnej zložky je trajektória pohybu COP pravidelnejšia. Naopak, vyššia entropia napovedá, že udržiavanie rovnováhy si vyžaduje menej pozornosti a je akoby ovládané „auto-pilotom“. Prípadne je znakom, že jedinec nie je za istých okolností schopný venovať aktívnu pozornosť udržiavaniu rovnováhy. Podľa tohto tvrdenia platí, že baletní tanečníci majú vysoké hodnoty entropie, pretože nemusia venovať udržiavaniu rovnováhy veľkú pozornosť a oproti tomu starší jedinci majú vysokú entropiu, pretože nemôžu, aj keby chceli, venovať svojej rovnováhe pozornosť a aktívne ju kontrolovať.

Borg a Laxåback (2010) porovnávali skupinu seniorov so skupinou mladých jedincov v rôznych posturálnych a vizuálnych podmienkach. Vo výsledku zistili vyššie hodnoty SampEn pohybu COP v skupine starších jedincov a tiež pri podmienkach stoja so zavretými očami. U starších jedincov očakávali nižšiu komplexnosť, čo ale zároveň nemusí znamenať i nižšiu entropiu. Podľa autorov zvýšená hodnota entropie naznačuje, že kontrole rovnováhy je venovaná menšia pozornosť, respektíve jedinci v tomto testovaní neboli schopní venovať udržiavaniu rovnováhy väčšiu vedomú pozornosť. Taktiež zvýšené hodnoty entropie počas podmienok s vyradením zrakovej kontroly interpretujú ako znak nedostatočnej proprioceptívnej kompenzácie chýbajúcich vizuálnych podnetov. To znamená, že nedostatok zmyslových podnetov v dôsledku senzorickeho obmedzenia alebo poškodenia môže spôsobiť, že i keď bude kognitívna aktivita zvýšená, nepremietne sa do výsledného obrazu rovnováhy znížením entropie. Obrazne by sa dalo povedať, že v tomto prípade „pilot lieta na slepo“.

Autori Hlaváčková, Franco, Diot a Vuillerme (2011) hodnotili entropiu pohybu COP u jedincov s transfemorálnou amputáciou a porovnávali hodnoty SampEn u amputovanej dolnej končatiny a neamputovanej dolnej končatiny. Všeobecne nižšie hodnoty entropie boli pozorované u neamputovanej a vyššie u amputovanej dolnej končatiny. Autori tvrdia, že entropia je závislá na automaticite, pozornosti a šume. Vysoké hodnoty entropie by mohli byť pridelené dokonalým systémom, schopným automatickej kontroly rovnováhy, ktoré jej nemusia venovať aktívnu pozornosť a sú pripravené na neočakávané udalosti, ale i systémom, ktoré nie sú schopné efektívnej kontroly pomocou pozornosti. Tento pohľad by mohol poskytnúť vysvetlenie uvedených výsledkov, konkrétne vyššiu hodnotu entropie v signáli z amputovanej dolnej končatiny. Taktiež nižšia entropia u neamputovanej dolnej končatiny podľa nich naznačuje, že pokojný stoj je pravdepodobne vedome kontrolovaný zdravou dolnou končatinou, čo by sme mohli považovať za adaptačný mechanizmus, prítomný u pacientov so stranovými poruchami, ako sú okrem amputácií i hemiparézy po cievnej mozgovej príhode.

Veľkou súčasťou štúdií, zameraných na analýzu dát pomocou entropií je otázka, do akej miery je entropia obrazom komplexnosti a čo dokážeme prostredníctvom zmien jej hodnôt odhaliť v časových radoch a v procesoch kontroly posturálnej stability. MSE podľa jej autorov Costa et al. (2003) poukazuje na deterministickú štruktúru signálov, teda na to, že komplexné výkyvy nie sú náhodné a sú súčasťou signálov každého zdravého systému. To aj v prípade systému posturálnej kontroly, ktorého úlohou sa zdá byť znižovanie variability a udržiavanie pokojného stavu. Predpokladá sa, že komplexné

výkyvy majú potenciál v odlišovaní zdravých a nezdravých systémov, a keďže veľkou a dôležitou súčasťou výskumu v oblasti posturálnej kontroly je prevencia pádov u starších jedincov, je často skúmaná výpovedná hodnota entropií, a to najmä MSE, pri odlišovaní jedincov s tendenciou k pádom. Costa et al. (2007) zistili vyššie hodnoty entropie pohybu COP u mladých a zdravých starších jedincov oproti starším jedincom s tendenciou k pádom. U jedincov s tendenciou k pádom aplikovali terapiu vo forme podprahových vibračných stimulov na oblasť stupají nôh a po aplikácii tejto terapie zistili zvýšené hodnoty entropie. U zdravých jedincov sa zmena entropie po aplikácii tejto terapie neukázala a autori tvrdia, že keďže bola hodnota entropie u zdravých jedincov už pred terapeutickou intervenciou v zdravom rozmedzí, nie je dôvod, aby sa po jej aplikácii zvýšila.

Pri hľadaní jasnej definície komplexnosti a jednotnej interpretácie entropie sa stretáme s veľmi rozdielnymi informáciami. Vysoká entropia systému môže znamenať jeho vysokú mieru komplexnosti (Pincus & Goldberger, 1994), ale tiež jeho neusporiadanosť a môže naznačovať patológiu (Costa et al., 2003). Nízka entropia môže byť znakom zhoršenej posturálnej stability (Cavanaugh et al., 2005), ale aj znakom práve prebiehajúceho procesu učenia (Harbourne & Stergiou, 2003). Rôzni autori prezentujú rôzne pohľady a niektoré pojmy zatiaľ neboli jednotne definované. Pre dosiahnutie konsenzu v pohľade na komplexnosť a interpretáciu entropie je potrebný ďalší výskum v tejto oblasti (Borg & Laxaback, 2010).

2.5 ZMENY HODNÔT ENTROPIE VPLYVOM RÔZNYCH FAKTOROV

2.5.1 Vplyv veku na entropiu

Posturálna kontrola je komplexnou schopnosťou, ktorá dozrieva postupne a za dospelú je považovaná až okolo 12. roka života (Peterson, Christou, & Rosengren, 2006). Newell (1998) a Deutsch a Newell (2005) uvádzajú, že variabilita pohybu sa v priebehu vývinu mení, a to svojím rozsahom i štruktúrou. Tieto zmeny variability sú spôsobené zmenami v organizácii motorických vzorov jedinca. Ich miera je ovplyvnená vekom jedinca a taktiež podmienkami a výzvami prostredia, v ktorom sa daný jedinec dlhodobo zdržiava (Deutsch & Newell, 2005).

Nezávislý sed i pokojný stoj predstavujú pre každého človeka istú výzvu a jej náročnosť závisí na rôznych faktoroch, okrem iného i na veku danej osoby. Spravidla

bývajú tieto posturálne úlohy náročnejšie pre deti a starších dospelých (Anderson & Button, 2017). Počas toho, ako sa dojča alebo batôľa v priebehu svojho vývinu učí precízne integrovať senzorické informácie a začína objavovať okolie, postupne sa učí novým posturálnym pozíciám, ako je napríklad sed alebo stoj. Inak povedané – osvojuje si nové posturálne funkcie, aby zvládalo prekonávať výzvy prostredia, v ktorom sa nachádza (Schärli, van de Langenberg, Murer, & Müller, 2012).

Keď vychádzame z tvrdenia autora Newell (1998), že človek v náročnejších posturálnych podmienkach obmedzuje počet mechanických stupňov voľnosti na udržanie posturálnej stability, môžeme u jedincov v prvých rokoch života očakávať vyššiu pravidelnosť posturálnych výkyvov oproti mladým dospelým jedincom. Vyššia pravidelnosť, teda nižšia entropia, by bola znakom vyššej náročnosti posturálnej úlohy u detí osvojujúcich si relatívne nestabilné posturálne výzvy (Anderson & Button, 2017).

Deffeyes, Harbourne, Stuberger a Stergiou (2011) sledovali hodnoty ApEn výkyvov COP u dojčiat, a to v dvoch fázach schopnosti sedu. Raná fáza bola identifikovaná ako obdobie, kedy dieťa dokázalo sedieť len na malú chvíľu, prípadne potrebovalo pomoc rodiča. Fáza zrelého sedu bola datovaná o 3 – 4 mesiace neskôr, kedy dieťa sedelo bez pomoci neobmedzene dlho. Pri hodnotení dát 33 detí boli vo fáze zrelého sedu pozorované nižšie hodnoty entropie, než v ranej fáze. Podľa výsledkov štúdií autorov Newell (1998) a Hong, James a Newell (2008) by sme mali očakávať opačný výsledok, keďže títo autori (Newell, 1998; Hong et al., 2008) zistili, že so zvyšujúcim sa vekom sa hodnoty entropie zvyšujú. Avšak pri hodnotení entropie v takom malom časovom rozpätí, aké použili autori Deffeyes et al. (2011) je vhodné uvažovať o tom, či je táto zmena naozaj znakom rastúceho veku alebo odhaľuje práve prebiehajúci proces učenia. Harbourne a Stergiou (2003) totiž, podobne ako Deffeyes et al. (2011), sledovali zníženie entropie pohybu COP v sede u 5 detí pri vývine samostatného sedu. Konkrétne tento pokles uvádzajú pri prechode z fázy, kedy deti nedokázali sedieť samostatne, do fázy, kedy dokázali samostatne sedieť na malú chvíľu. V prechode do ďalšej fázy, kedy bolo dieťa schopné sedieť úplne samostatne po dlhšiu dobu, ale pozorovali veľmi mierny nárast entropie, čo je zasa v rozpore s výsledkami štúdie autorov Deffeyes et al. (2011). Deffeyes et al. (2011) tvrdia, že zvýšenie pravidelnosti je znakom obmedzenia počtu stupňov voľnosti na zabezpečenie efektívnej posturálnej kontroly v sede. Podľa tvrdenia Harbourne a Stergiou (2003) môžeme k tomuto tvrdeniu dodať, že následné zvýšenie hodnôt entropie odhaľuje ďalšiu časť procesu motorického učenia, kedy dieťa znovu uvoľňuje mechanické stupne voľnosti, a tak si vytvára priestor na skúmanie nových

pohybových stratégií (Newell, 1998). Zároveň je ale potrebné brať do úvahy, že Harbourne a Stergiou (2003) vo svojom výskume vychádzajú z výsledkov získaných testovaním iba 5 jedincov. Vyššia hodnota entropie v štádiu vyspelého sedu v tomto experimente teda môže byť znakom dosiahnutia ďalšej úrovne v procese učenia týchto detí, ale môže byť tiež chybou poukazujúcou na veľmi malý výskumný súbor.

Variabilita posturálnych výkyvov v stoji sa znižuje v priebehu vývinu človeka od jeho 3 rokov veku do dospelosti (Slobounov & Newell, 1994). Toto zníženie je chápané ako výsledok zvyšujúcej sa miery senzomotorickej integrácie v priebehu rastu a dospievania, v dôsledku ktorého sa zvyšuje úroveň posturálnej kontroly jedinca (Woollacott & Shumway-Cook, 1990). Priebeh posturálnych výkyvov sa tiež postupom motorického vývinu stáva viac a viac nepravidelným a takéto zvýšenie nepravidelnosti so zvyšujúcim sa vekom je chápané ako zvýšenie komplexnosti kontrolného systému. Odráža totiž štruktúru signálu pohybu COP, ktorý má vyššiu frekvenciu a menšiu amplitúdu (Harbourne & Stergiou, 2003).

Newell (1998) hodnotil entropiu posturálnych výkyvov naprieč rôznymi vekovými skupinami. Na skúmanie motorickej kontroly detí, dospelých i starších jedincov použil záznamy pohybu COP v stoji. Pri hodnotení týchto signálov pomocou ApEn pozoroval, že hodnoty entropie sa prechodom do dospelosti zvyšujú. U detí vo veku 3 rokov boli hodnoty entropie nižšie než vo veku 5 rokov, vo veku 5 rokov už boli podobné hodnotám dospelých jedincov a u dospelých jedincov boli najvyššie. S vyšším vekom začali hodnoty znovu klesať a u starších jedincov boli značne nižšie než u mladých dospelých. Podľa autora (Newell, 1998) deti vo veku 3 rokov využívajú pri pohybe len obmedzený počet stupňov voľnosti. Vo veku 5 rokov je posturálna stabilita na vyššej úrovni, čo dovoľuje používať väčšie množstvo stupňov voľnosti a v dospelosti dosahuje počet využívaných stupňov voľnosti najvyššie hodnoty.

Hong et al. (2008) uviedli podobné výsledky, avšak v hodnotení entropie výkyvov COP v sede. Testovaní jedinci boli rozdelení do skupín podľa veku: 6-roční, 10-roční a 18- až 23-roční. Ich úlohou bolo 20 sekúnd sedieť vzpriamene bez opory chrbta, a to buď s nohami voľne spustenými alebo opretými o pevnú podložku. Entropia bola hodnotená pomocou algoritmu relative phase entropy (Huang & Lu, 2007) a výsledkom boli najnižšie hodnoty entropie v skupine detí vo veku 6 rokov, o niečo vyššie vo veku 10 rokov a najvyššie v skupine vo veku 18-23 rokov.

Na druhej strane sa autori Schärli et al. (2012) dopracovali k inému výsledku. V ich štúdiu boli pozorované zmeny hodnôt SampEn pohybu COP v stoji v rôznych vekových

skupinách. Primárne títo autori (Schärli et al., 2012) skúmali zmeny hodnôt entropie vplyvom rôznych vizuálnych úloh pri pokojnom stoji. Bez ohľadu na vplyv vizuálnej úlohy bol ale v tejto štúdií pozorovaný pokles hodnôt entropie s rastúcim vekom. Vo vekovej skupine 5-ročných detí boli hodnoty entropie vyššie než v skupine 8-ročných, medzi skupinami 8-ročných a 11-ročných nebol zjavný veľký rozdiel a v skupine 11-ročných boli zase hodnoty vyššie než v skupine dospelých vo veku 18 – 35 rokov. Donker, Ledebt, Roerdink, Savelsbergh a Beek (2008) tvrdia, že vyššia nepravidelnosť pohybu COP je spojená s menšou mierou pozornosti venovanou posturálnej kontrole. Schärli et al. (2012) na základe tohto tvrdenia uvažujú, že deti môžu mať vyššie hodnoty SampEn kvôli tomu, že posturálnej úlohe venujú menej pozornosti než dospelí jedinci.

Podobne ako deti v raných fázach vývinu prekonávajú výzvy prostredia a učia sa novým posturálnym schopnostiam, starší jedinci sa vyrovnávajú so zhoršením funkcie nervového, sensorického a pohybového systému, objavujúcim sa s pribúdajúcim vekom. V dôsledku zhoršenej funkcie rôznych telesných systémov pre nich udržanie posturálnej stability predstavuje väčšiu výzvu než v minulosti a ocitnú sa tak v podobnej situácii ako dieťa. Odznova sa učia vyrovnávať sa s podmienkami a prekážkami prostredia, a to napriek tomu, že toto prostredie im v minulosti bolo známe (Costa et al., 2007).

Anderson a Button (2017) na základe tejto hypotézy predpokladajú nižšie hodnoty entropie u starších jedincov, tak ako u detí. Starnutie je dôležitým faktorom, vplývajúcim na schopnosť udržiavania posturálnej stability (Duarte & Sternard, 2008) a v dôsledku zhoršenej posturálnej kontroly, spôsobenej zmenami spojenými s vekom, sa dá očakávať obmedzenie počtu mechanických stupňov voľnosti a nižšie hodnoty entropie (Anderson & Button, 2017).

Lipsitz (2002) tvrdí, že hlavným dôsledkom starnutia je vo všeobecnosti zníženie komplexnosti kontrolných systémov ľudského tela. Napríklad autori Costa et al. (2002) pomocou analýzy MSE skúmali štruktúru signálov srdcovej činnosti u 20 starších a 20 mladších jedincov a uvádzajú výrazné rozdiely v komplexnosti signálov v týchto dvoch skupinách. U starších jedincov odhalili nižšie hodnoty entropie oproti mladším. Vaillancourt a Newell (2002) tiež pomocou ApEn zistili nižšiu mieru komplexnosti signálov u starších jedincov oproti mladším pri skúmaní signálu izometrickej svalovej kontrakcie 2. prsta dominantnej ruky proti odporu. I keď komplexnosť nie je ekvivalentným pomenovaním variability, variabilita charakterizovaná hodnotou entropie odhaľuje mieru komplexnosti skúmaného systému. Výsledky hodnôt entropie u mladších

a starších jedincov spomenutých štúdií (Costa et al., 2002; Vaillancourt & Newell, 2002) sú tak potvrdením hypotézy straty komplexnosti s vekom vyslovenej autormi Goldberger et al. (2002).

Autori Costa et al. (2007) pomocou MSE hodnotili entropiu pohybu COP v stoji u 15 mladých jedincov vo veku 24-30 rokov, 22 starších jedincov vo veku 71-79 rokov a 22 starších jedincov s tendenciou k pádom, ktorí boli vo veku 68-80 rokov. Analyzované boli zmeny pozície a zmeny rýchlosti COP v predozadnom a bočnom smere. Hodnoty indexov komplexnosti zmeny pozície i zmeny rýchlosti COP boli vyššie pre mladých jedincov, a to najmä v predo-zadnom smere. V bočnom smere sa vyššie hodnoty preukázali len v analýze časových radov zmeny rýchlosti. Pokles hodnôt entropie s vekom nasvedčuje tomu, že pohyb starších jedincov je menej komplexný než pohyb mladých jedincov, pričom u starších jedincov s tendenciou k pádom je miera komplexnosti ešte o niečo nižšia, keďže indexy komplexnosti týchto jedincov boli najnižšie vo všetkých častiach MSE analýzy (Costa et al., 2007).

Tendencia znižovania hodnôt entropie s vekom bola pozorovaná i v štúdií autorov Seigle, Ramdani a Bernard (2009). Pomocou Shannon entropy hodnotili variabilitu pohybu COP v pokojnom stoji u 12 starších jedincov vo veku 67-81 rokov a 11 mladých dospelých vo veku 21 – 27 rokov. U starších jedincov boli hodnoty entropie pohybu COP v predo-zadnom smere podstatne nižšie, než u mladých dospelých, pričom hodnoty entropie bočných výchylek boli približne rovnaké pre obe skupiny. Okrem tohto výsledku autori (Seigle et al., 2009) pozorovali, že u starších jedincov bol viditeľný výrazný vplyv zrakovej kontroly na entropiu výkyvov COP. Pri stoji so zavretými očami boli hodnoty entropie u starších jedincov nižšie oproti hodnotám pri stoji s otvorenými očami, no u mladých jedincov sa zmena neprejavila. Starší jedinci sú teda oproti mladším jedincom citlivejší na sťažené podmienky pri posturálnej úlohe (Seigle et al., 2009).

Autori Duarte a Sternard (2008) však pri skúmaní vplyvu veku na entropiu získali úplne iné výsledky. Konkrétne sledovali mieru komplexnosti pomocou MSE u 14 mladších jedincov vo veku 19 – 40 rokov a 14 starších jedincov vo veku 61 – 76 rokov v stoji po dobu 30 minút. Napriek opačnému očakávaniu autori (Duarte & Sternard, 2008) odhalili vyššiu mieru komplexnosti u starších jedincov, oproti mladším, a to najmä vo vyšších škálach. Na rozdiel od predošlých štúdií je tento výsledok v rozpore s hypotézou o strate komplexnosti s vekom (Goldberger et al., 2002). Autori (Duarte & Sternard, 2008) uvažujú, že výsledok môže byť ovplyvnený samotným algoritmom MSE, keďže kritérium podobnosti r je čiastočne závislé na hodnote smerodajnej odchýlky

hodnotenej sekvencie dátových bodov. Čím je vyššia hodnota smerodajnej odchýlky, tým je väčšie rozmedzie pre uznanie zhody medzi porovnávanými sekvenciami, čo sa vo výsledku preukáže nižšími hodnotami entropie (Yentes et al., 2013). Smerodajná odchýlka časových radov mladších jedincov bola vyššia, než u starších, a to o 85 % v predozadnom smere a o 125 % v bočnom smere. Po použití konštantnej hodnoty parametra r ale konečné hodnoty stále nezodpovedali očakávaniu – hodnoty indexu komplexnosti boli v tomto prípade rovnaké pre mladších i starších jedincov (Duarte & Sternard, 2008).

V súčasnom výskume na tému vplyvu veku na entropiu sa drvivá väčšina autorov opiera o základy postavené autorom Newell (1998) a autormi Goldberger et al. (2002). V novších štúdiách boli hypotézy týchto autorov (Newell, 1998; Goldberger et al., 2002) potvrdené výsledkami experimentov, keď bola preukázaná všeobecne vyššia komplexnosť pohybu v stoji u mladých dospelých a nižšia u detí (Newell, 1998; Hong et al., 2008) a starších jedincov (Newell, 1998; Costa et al. 2007; Seigle et al., 2009). Na druhej strane, niektorí autori v rozpore s vlastnými očakávaniami pozorovali oproti deťom a starším dospelým nižšiu komplexnosť pohybu u mladých dospelých (Schärli et al., 2012; Duarte & Sternard, 2008). V spomenutých štúdiách bolo použitých 5 rôznych algoritmov na výpočet entropie, zakaždým rozdielne prístrojové nastavenie vrátane hodnôt vstupných parametrov do výpočtu entropie (N , r , m). Nejednotné boli i podmienky testovania ako napríklad dĺžka staja alebo sedu. Takáto rozdielnosť podmienok má iste vplyv na výsledky meraní, i keď nie je jasné, ktorý konkrétny faktor spôsobil nesúrodosť výsledkov. Zjednotenie podmienok merania a použitých algoritmov by mohlo túto otázku vyjasniť.

2.5.2 Vplyv zdravotného stavu na entropiu

Autori Goldberger et al. (2002) a Lipsitz (2002) hovoria o komplexnosti ako znaku zdravého fyziologického systému a o pravidelnosti ako znaku patológie v danom systéme. Nízke hodnoty entropie odhaľujú nižšiu komplexnosť v biologických časových radoch a nižšia komplexnosť časových radov posturálnych titubácií odráža menej efektívnu fyziologickú kontrolu postury. Vo výskumoch zameraných na hodnotenie komplexnosti časových radov pri prítomnosti rôznych patologických stavov sa najčastejšie stretávame s hodnotením pacientov s neurologickými ochoreniami (Roerdink et al., 2006; Busa, Jones, Hamill, & van Emmerik, 2016; Pelykh, Klein, Botzel, Kosutzka, & Ilmberger, 2015), pacientov po otrase mozgu (Buckley, Oldham, & Caccese, 2016),

amputáciách (Hlaváčková et al., 2011), ale i detských pacientov s oneskoreným vývinom v dôsledku detskej mozgovej obrny (Donker et al., 2008) či adolescentov s idiopatickou skoliózou (Gruber et al., 2011).

Oneskorenie a odchýlky v motorickom vývine u detí s detskou mozgovou obrnou (DMO) majú úzky súvis so zníženou úrovňou posturálnej kontroly týchto detí (Liao & Hwang, 2003). Pokojný vzpriamený stoj je pre jedincov s DMO náročnou výzvou v prípade zmenených senzorických podmienok alebo v podmienkach, v ktorých je potrebné pohotovo reagovať na zmeny okolia (Stackhouse et al., 2007). Autori Donker et al. (2008) predpokladali, že pohyb COP u detí s DMO má vyššiu pravidelnosť, než pohyb COP detí s fyziologickým psychomotorickým vývinom. Testovali 9 detí s DMO a 9 zdravých detí, hodnotili entropiu posturálnych výkyvov, a to v stoji s otvorenými a zavretými očami. Výsledky experimentu potvrdili ich predpoklad, keďže sa prostredníctvom hodnôt SampEn preukázala vyššia pravidelnosť pohybu COP u detí s DMO (Donker et al., 2008).

Podobne ako u DMO sú problémy so zníženou úrovňou posturálnej stability neoddeliteľnou súčasťou diagnózy cievnej mozgovej príhody (CMP). Houdijk et al. (2010) v tejto súvislosti dospeli k zaujímavému zisteniu. Vychádzali z tvrdenia autorov Kollen, van de Port, Linderman, Twisk a Kwakkel (2005), že najvýraznejšími prvkami znižujúcimi kvalitu života pacientov po CMP sú dve oblasti: narušená posturálna stabilita a únava. Podľa autorov Houdijk et al. (2010) môžu byť problémy s rovnováhou spôsobené neadekvátnou integráciou kognitívnych, motorických a senzorických informácií a únava zasa môže byť výsledkom zvýšeného energetického výdaja pri bežných aktivitách u týchto jedincov. Zvýšený energetický výdaj by mohol byť výsledkom väčšieho úsilia vynaloženého na udržiavanie rovnováhy. Títo autori (Houdijk et al., 2010) testovali skupinu 12 jedincov, ktorí v minulosti prekonali CMP, a kontrolnú skupinu 12 zdravých jedincov rovnakého veku a telesných parametrov. Úlohou testovaných bolo pokojne stáť po dobu 5 minút v rôznych podmienkach. U jedincov po CMP bol pozorovaný zvýšený energetický výdaj oproti zdravým jedincom. Tento výsledok koreloval s vyššou aktivitou svalov dolných končatín na elektromyografickom vyšetrení, a tiež s nižšími hodnotami SampEn. Autori (Houdijk et al., 2010) tvrdia, že títo pacienti investovali do udržiavania rovnováhy väčšiu mieru aktívneho úsilia, čo sa prejavilo vyššou mierou kontrakcie svalov dolných končatín, a tiež vyššou pravidelnosťou posturálnych výkyvov. Dôsledkom tohto úsilia bol vyšší

energetický výdaj týchto pacientov a v konečnom dôsledku i zvýšená miera únavy (Houdijk et al., 2010).

Roerdink et al. (2006) tvrdia, že pacienti po CMP aktívne, teda prostredníctvom zvýšenej kognitívnej kontroly, kompenzujú deficity ako je napríklad strata množstva senzorických informácií z paretickej dolnej končatiny. Zvýšená miera pozornosti venovaná kontrole rovnováhy sa následne prejaví pohybom COP s nižšou hodnotou entropie a väčšou amplitúdou. Roerdink et al. (2006) teda, podobne ako Houdijk et al. (2010), vidia zvýšenú mieru pozornosti a vedomého úsilia pri udržiavaní posturálnej stability ako kompenzačný mechanizmus, ktorý sa preukáže vyššou pravidelnosťou posturálnych titubácií u týchto jedincov. Vo svojom experimente využili dáta namerané autormi De Haart, Geurts, Huidekoper, Fasotti a van Limbeek (2004). Boli to dáta 33 pacientov, ktorí prekonali CMP a dáta 22 jedincov bez neurologického poškodenia získané v 5 meraniach. Prvé meranie prebehlo vtedy, keď boli pacienti schopní samostatného stoja po dobu 30 sekúnd a následne ešte 4-krát v priebehu rehabilitácie, prebiehajúcej 12 týždňov. Testovaní jedinci mali pri každom meraní za úlohu pokojne stáť 30 sekúnd v 3 rôznych posturálnych podmienkach a okrem iných prostriedkov bol na analýzu dát použitý i algoritmus SampEn. U pacientov po CMP autori (Roerdink et al., 2006) sledovali na začiatku testovania vyššiu pravidelnosť pohybu COP v bočnom smere. Hodnoty entropie tak boli u týchto jedincov nižšie a v priebehu rehabilitácie sa postupne zvyšovali. Po 3-mesačnej rehabilitácii mali výkyvy COP menšiu amplitúdu a vyššiu entropiu než na začiatku. Autori štúdie (Roerdink et al., 2006) na základe týchto výsledkov uvažujú, že vplyvom rehabilitácie sa úroveň posturálnej stability zvýšila a proces udržiavania rovnováhy stal viac automatickým. Tento proces je podobný procesu automatizácie pri učení novej manuálnej zručnosti, kedy s postupom času jedinec nepotrebuje danej činnosti venovať toľko pozornosti ako na začiatku procesu učenia. Autori (Roerdink et al., 2006) ale dodávajú, že i keď sa v priebehu rehabilitácie hodnoty entropie pohybu COP v bočnom smere u pacientov po CMP zvýšili, pri poslednom meraní boli stále nižšie než v kontrolnej skupine. Automatizácia pohybu teda zjavne prebehla, no len do istej miery. CMP spôsobuje ireverzibilné poškodenie centrálného motoneurónu, takže i po dlhšej dobe môžeme očakávať zvýšenú mieru pozornosti, venovanej udržiavaniu rovnováhy (Roerdink et al., 2006).

Zaujímavým doplnením hypotézy o vplyve pozornosti na úroveň posturálnej stability je pohľad autorov Perlmutter, Lin a Makhsous (2010). Títo autori sledovali rozdiely v hodnotách SampEn v sede, a to u 10 pacientov po CMP a 10 zdravých

jedincov. Úlohou pacientov bolo sedieť vzpriamene s rukami na stehnách po dobu 60 sekúnd v rôznych podmienkach. Jednou z týchto podmienok bol sed s využitím spätnej väzby, kedy testovaní jedinci na obrazovke videli aktuálnu pozíciu svojho COP a ich úlohou bolo udržať ju v určených medziach prostredníctvom pohybu tela. Pacienti po CMP mali hodnoty entropie nižšie vo všetkých podmienkach, okrem podmienky s využitím spätnej väzby. V tejto podmienke sa ich hodnoty entropie rovnali hodnotám zdravých jedincov. Nízke hodnoty entropie podľa autorov (Perlmutter et al., 2010) odrážajú zhoršenú a neefektívnu stratégiu posturálnej kontroly u pacientov po CMP počas sedenia, a tiež chýbajúcu automatickosť ich pohybu, podobne ako podľa autorov Roerdink et al. (2006). V podmienke s využitím spätnej väzby ale u pacientov po CMP nastal nárast hodnôt SampEn. Autori (Perlmutter et al., 2010) sú toho názoru, že pacienti po CMP dokázali zlepšiť efektivitu posturálnej kontroly na úroveň podobnú zdravým jedincom vtedy, keď dostali externý podnet, poukazujúci na reálnu pozíciu ich COP v danom čase. To naznačuje, že problém s posturálnou stabilitou týchto jedincov môže byť spojený so senzoricou organizáciou posturálnej kontroly trupu. Pridanie externého podnetu by teda mohlo čiastočne kompenzovať istú časť chýbajúcich senzorických informácií u týchto jedincov (Perlmutter, et al., 2010).

Dáta autorov De Haart et al. (2004) boli znovu využité tímom autorov Roerdink, Geurts, de Haart a Beek (2009) na hodnotenie podielu zdravej a paretickej dolnej končatiny pri udržiavaní posturálnej stability. Podľa rýchlosti a amplitúdy pohybu COP, ktoré boli vyššie u zdravej dolnej končatiny, autori predpokladali väčšiu mieru zapojenia tejto končatiny. Zdravá končatina mala všeobecne nižšiu entropiu posturálnych výkyvov a podľa vyjadrenia autorov (Roerdink et al., 2009) je tento fakt potvrdením ich predpokladu. Približne 40 % testovaných jedincov malo závažnú motorickú poruchu na paretickej končatine a klonus v oblasti nohy. U týchto jedincov boli rozdiely v hodnotách SampEn medzi paretickou a zdravou dolnou končatinou najväčšie. Naopak, u jedincov, ktorí mali ľahkú motorickú poruchu bez klonu, sa rozdiel v hodnotách SampEn medzi končatinami nepreukázal. Podľa autorov (Roerdink et al., 2009) teda hodnoty entropie jasne poukázali na väčší podiel zdravej DK v udržiavaní rovnováhy.

Podobný výsledok nachádzame i v už spomenutej štúdiu kolektívu autorov Hlaváčková et al. (2011), ktorí hodnotili entropiu jednotlivých dolných končatín u jedincov s transfemorálnou amputáciou jednej z nich. Autori (Hlaváčková et al., 2011) očakávali nižšie hodnoty SampEn v systéme, ktorý nie je zdravý a schopný prispôbovať sa zmenám. Za takýto systém môžeme považovať amputovanú dolnú

končatinu, keďže práve z nej jedincom chýba podstatná časť propioceptívnych a somatosenzorických vzruchov potrebných pre správnu posturálnu kontrolu. Výsledkom tejto štúdie však boli nižšie hodnoty SampEn v údajoch zo zdravej dolnej končatiny. Autori (Hlaváčková et al., 2011) uvažujú o správnej interpretácii entropie, ktorá podľa nich nie je jednoznačná. Ako bolo už skôr spomenuté, vysoké hodnoty entropie môžu byť na jednej strane pripísané vyvinutým systémom, ktoré nepotrebujú venovať veľkú pozornosť vykonávanej činnosti a sú pripravené na neočakávané, ale tiež nekoordinovaným systémom, ktoré nie sú schopné vedomej kontroly (Borg & Laxåback, 2010). To by mohol byť prípad amputovanej a paretickej dolnej končatiny, ktorých hodnoty entropie v oboch experimentoch presahovali hodnoty zdravej končatiny. V dôsledku narušenej funkcie a nedostatku koordinácie teda dosahujú vysoké hodnoty entropie. Na druhej strane nízke hodnoty entropie zdravej dolnej končatiny môžu byť znakom vyššej miery aktívnej kontroly zabezpečovanej prostredníctvom zdravej nohy (Hlaváčková et al., 2011).

Poruchy v procesoch posturálnej kontroly sledujeme i u jedincov s inými neurologickými ochoreniami ako je napríklad skleróza multiplex (SM). Patofyziologický proces spôsobujúci degradáciu myelínu obklopujúceho axony neurónov centrálného nervového systému má v konečnom dôsledku vplyv na zníženie rýchlosti vedenia vzruchov v nervovom systéme pacientov s SM. V týchto podmienkach je oneskorením vedenia zasiahnutá posturálna kontrola za akýchkoľvek okolností, teda i v pokojnom stoji (Huisinga, Yentes, Filipi, & Stergiou, 2012). V štúdií Cameron, Horak, Herndon a Bourdette (2008) bolo pohybové správanie jedincov s SM sledované v pokojnom stoji a v stoji na pohyblivej podložke. Pri posune podložky bola posturálna odpoveď týchto jedincov oneskorená a nadmerná – ich pohyb mal veľkú amplitúdu. Autori (Cameron et al., 2008) takúto reakciu spájajú so zníženou rýchlosťou vedenia vzruchov v nervovom systéme. Môžeme teda predpokladať, že pri zvýšení náročnosti posturálnej úlohy alebo pôsobení rušivých vonkajších vplyvov bude schopnosť jedincov s SM adekvátne reagovať a prispôbiť sa podmienkam prostredia obmedzená. Tento predpoklad potvrdzujú i výsledky štúdie autorov Huisinga et al. (2012) ktorí odhalili nízke hodnoty entropie pohybu COP naznačujúce nízku komplexnosť pohybu u pacientov s SM.

Autori Huisinga et al. (2012) skúmali vplyv SM na entropiu pohybu COP pomocou algoritmu ApEn. V pohybe pacientov s SM namerali nižšie hodnoty entropie pohybu COP v bočnom smere než u zdravých jedincov. Vzory posturálnych výkyvov u jedincov s SM boli teda menej komplexné, čo by mohlo byť znakom, že títo jedinci sú pri

udržiavanie rovnováhy závisí na používaní jednoduchých opakovateľných pohybových vzorov (Huisinga et al., 2012). Aj v štúdií autorov Busa et al. (2016) sa preukázal súvis medzi SM a zníženou mierou komplexnosti pohybu COP. Autori (Busa et al., 2016) pomocou algoritmu MSE hodnotili dáta 12 žien, trpiacich SM a 12 zdravých žien v rovnakom veku. Úlohou testovaných bol pokojný vzpriamený stoj v rôznych modifikáciách, s otvorenými i zatvorenými očami. Trvanie každej úlohy bolo 25 sekúnd. U pacientiek s SM boli indexy komplexnosti všeobecne nižšie, než u zdravých žien, a to v predno-zadnom i bočnom smere. Nižšia entropia pohybu COP v bočnom smere u pacientiek s SM sa zhoduje s výsledkom autorov Huisinga et al., (2012). Na druhej strane nižšia entropia v predno-zadnom smere u pacientiek s SM bola odhalená len v štúdií autorov Busa et al. (2016). Busa et al. (2016) predpokladajú, že algoritmus ApEn použitý autormi Huisinga et al. (2012) nie je schopný poskytnúť toľko informácií o časovom rade ako algoritmus MSE, keďže obsahuje nepresnosť vo výpočte a hodnotí štruktúru časového radu len na jednej škále (Busa et al., 2016).

U pacientov s Parkinsonovou chorobou je častým objektom záujmu klinický symptóm nazývaný „freezing of gait“ – zamrzenie chôdze. Zamrzenie chôdze je krátka absencia alebo značná redukcia postupného pohybu nôh pri chodži, a to napriek prítomnosti úmyslu jedinca chodiť (Schlenstedt et al., 2016). Autori Pelykh et al. (2015) tvrdia, že typickým príznakom Parkinsonovej choroby je rigidita postury, častokrát spôsobujúca sklon k pádom, pričom výraznejšie sa táto súvislosť prejavuje u jedincov so zamrzaním chôdze. Tento fakt autori Pelykh et al. (2015) potvrdili vo svojom experimente, v ktorom pomocou SampEn odhalili nižšiu komplexnosť pohybu u pacientov s Parkinsonovou chorobou oproti zdravým jedincom. Rozdiely boli najvýraznejšie medzi zdravými jedincami a jedincami s klinickým príznakom zamrzenia chôdze. Nízka komplexnosť pohybu koreluje s vyššou rigiditou pohybu u jedincov s Parkinsonovou chorobou, a teda i menšou adaptabilitou ich pohybového systému. Takéto odhalenie poskytuje isté vysvetlenie tendencie k pádom u jedincov so zamrzaním chôdze (Pelykh et al., 2015).

Komplexnosť pohybu je nepochybne zasiahnutá nielen progresívnymi degeneratívnymi ochoreniami nervového systému, ale i úrazmi, ako je napríklad otras mozgu. Otras mozgu je bežne popisovaný ako funkčná porucha, no autori Giza a Hovda (2014) popísali u tohto zranenia anatomické poškodenie na mikroskopickej úrovni. Je to proces nazývaný „spreading depression“, zasahuje roztrúsené oblasti mozgu a v tele zraneného jedinca pretrváva niekoľko dní (Buckley et al., 2016).

Hodnotenie úrovne zotavenia po otrase mozgu je založené na hodnotení kognitívnych schopností a úrovne posturálnej kontroly jedinca. Často využívaným spôsobom hodnotenia je Sensory organisation test (SOT). Pri tomto testovaní sú zaznamenávané pohyby COP v predozadnom a bočnom smere v stoji v 6 rôznych senzorických podmienkach. Následne sú tieto údaje analyzované pomocou lineárnych prostriedkov, ktorých výsledkom je „equilibrium score“ (ES). Menšia amplitúda posturálnych titubácií má za následok vyššiu hodnotu ES, ktorá naznačuje vyššiu úroveň posturálnej stability, a naopak (Cavanaugh et al., 2005).

Autori štyroch rôznych štúdií (Cavanaugh et al., 2005; Cavanaugh et al., 2006; Sosnoff, Broglio, Shin, & Ferrara, 2011; De Beaumont et al., 2011) porovnávali výsledky hodnotenia posturálnej stability prostredníctvom tradičných lineárnych prostriedkov a pomocou entropie. V každej z týchto štúdií zmeny entropie odhalili pretrvávajúce zníženie úrovne posturálnej stability napriek tomu, že tradičné prostriedky hodnotenia nenaznačovali žiadne zhoršenie.

Cavanaugh et al. (2005) hodnotili pohyb COP u 27 športovcov vo veku 17 – 22 rokov. Títo jedinca boli študenti, ktorí sa venovali hre amerického futbalu (52 % testovaných), futbalu (22 % testovaných), lakrosu (18 % testovaných), wrestlingu (4 % testovaných) a v pozemného hokeja (4 % testovaných). Údaje pre experiment boli od jedincov získané v období pred sezónou a v období 48 hodín po otrase mozgu. Na zber dát využili protokol testu SOT a okrem hodnotenia ES použili autori (Cavanaugh et al., 2005) v analýze dát týchto športovcov i algoritmus ApEn. Keď ES naznačovalo normálnu úroveň posturálnej stability, hodnota ApEn pohybu COP v predozadnom smere bola u jedincov po otrase mozgu výrazne nižšia než v období pre úrazom. Konkrétne to bolo v podmienke 1 a 2 testu SOT, teda v stoji na pevnej rovnej podložke s otvorenými očami a v stoji na pevnej rovnej podložke so zavretými očami. Taktiež bola omnoho nižšia než v iných podmienkach a než u zdravých jedincov. V bočnom smere boli hodnoty ApEn zranených športovcov výrazne nižšie jednotne vo všetkých podmienkach testu SOT. Hodnoty ApEn teda odhalili, že zmeny v kvalite posturálnej stability po otrase mozgu sú väčšie než sa predpokladalo (Cavanaugh et al., 2005). Tím autorov Cavanaugh et al. (2006) tieto poznatky doplnila hodnotami ApEn pohybu COP u 29 študentov v období 48 – 96 hodín po otrase mozgu. U týchto jedincov autori (Cavanaugh et al., 2006) pozorovali stále znížené hodnoty entropie pohybu COP v bočnom smere, a to aj u tých jedincov, u ktorých tradičné prostriedky hodnotenia naznačovali výrazné zlepšenie úrovne posturálnej stability. Testovaní jedinca sa v štúdií

autorov Cavanaugh et al. (2006), podobne ako v štúdií autorov Cavanaugh et al. (2005), venovali rôznym športom, konkrétne americkému futbalu (12,4 % testovaných), futbalu (12,4 % testovaných), lakrosu (4,14 % testovaných) a pozemnému hokeju (1,3 % testovaných). Nedostatkom obidvoch štúdií je teda fakt, že testované skupiny v obidvoch prípadoch tvorili športovci s rôznym zameraním. Rôzne športové disciplíny si totiž vyžadujú rôznu úroveň posturálnej stability.

Autori Sosnoff et al. (2011) a De Beaumont et al. (2011) skúmali vplyv otrasu mozgu na úroveň posturálnej stability v dlhšom časovom období taktiež s využitím lineárnych prostriedkov i entropie. Sosnoff et al. (2011) uvádzajú, že u jedincov, ktorí v minulosti utrpeli viac ako jeden otras mozgu sa v priebehu testovania hodnota entropie posturálnych výkyvov v bočnom smere znižovala s postupným zvyšovaním náročnosti posturálnej úlohy. Test SOT prostredníctvom ES v tomto prípade nenaznačoval žiadne rozdiely v úrovni posturálnej stability. Podobne, autori De Beaumont et al. (2011) hodnotili entropiu u hráčov amerického futbalu, ktorí utrpeli viac ako jeden otras mozgu najmenej 9 mesiacov pred testovaním. Počas 30-sekundového staja sa u týchto jedincov preukázali nižšie hodnoty ApEn v predozadnom i bočnom smere.

I keď zhoršená posturálna stabilita je veľkou súčasťou ochorení a úrazov postihujúcich nervový systém, priamy dopad na posturálnu kontrolu človeka majú i zmeny biomechaniky osového orgánu. Autori Gruber et al. (2011) tento predpoklad dokázali u jedincov s idiopatickou skoliózou. Pomocou MSE analyzovali pohyb COP u 36 adolescentov s idiopatickou skoliózou a u 10 zdravých jedincov v rovnakom veku. Indexy komplexnosti pohybu COP v bočnom smere boli všeobecne nižšie u osôb so skoliózou než v kontrolnej skupine. Jedinci so skoliózou boli podľa indikácie lekárov rozdelení do skupín s ľahšou formou skoliózy a s ťažšou formou skoliózy. Tieto dve skupiny sa nelíšili hodnotami entropie posturálnych výkyvov v bočnom smere, no rozdiel medzi nimi bol v entropii v predozadnom smere. Skupina s ťažšou formou skoliózy teda oproti kontrolnej skupine preukazovala zníženie komplexnosti pohybu COP v predozadnom i bočnom smere. Autori (Gruber et al., 2011) uvažujú, že tak ako postupuje geometrická deformácia chrbtice pri priebehu skoliózy, menia sa i biomechanické vlastnosti chrbtice a procesy posturálnej kontroly daného jedinca. Redukcia komplexnosti pohybu COP v bočnom smere by v menej závažných prípadoch mohla byť dôsledkom posunu ťažiska jedinca vo frontálnej rovine. S progresom ochorenia, kedy sa objavuje rotácia chrbtice, sa ťažisko presúva i v sagitálnej rovine,

a teda sa znižuje komplexnosť pohybu COP aj v predo-zadnom smere. Zníženie miery komplexnosti teda poukazuje na geometrickú deformáciu chrbtice. V ľahšom stupni v bočnom smere a v závažnejšom stupni v predo-zadnom smere. V dôsledku týchto biomechanických zmien sa napokon znižuje schopnosť jedinca adekvátne reagovať na výzvy prostredia a takáto zmena sa prejaví ako zníženie miery komplexnosti systému posturálnej kontroly jedinca so skoliózou (Gruber et al., 2011).

Zníženie entropie, a teda i komplexnosti v procesoch posturálnej kontroly bolo dokázané v prípade rôznych ochorení i úrazov. V dostupnej literatúre teda nachádzame do veľkej miery konzistentné výsledky, ktoré nám znovu potvrdzujú správnosť hypotézy o strate komplexnosti autorov Goldberger et al. (2002). Výsledky, ktoré sa o túto hypotézu nedokážu oprieť, sa objavili v štúdiách autorov Roerdink et al. (2009) a Hlaváčková et al. (2011). V týchto štúdiách boli skúmané stranové rozdiely v miere komplexnosti u jedincov s jednostranným postihnutím. Výsledky hodnôt entropie pohybu COP v oblasti paretickej dolnej končatiny alebo amputovanej dolnej končatiny otvárajú otázku, či vysoká entropia naozaj za každých okolností odráža vysokú mieru komplexnosti. Procesy narušenej posturálnej kontroly pri jednostranných ochoreniach nám môže odhaliť ďalší výskum v tejto oblasti.

2.5.3 Vplyv náročnosti posturálnej úlohy na entropiu

Využitie zmeny náročnosti posturálnej úlohy je vo výskume zameranom na hodnotenie posturálnej stability pomerne bežným javom. Pri skúmaní vplyvu veku, pohlavia, zdravotného stavu alebo trénovanosti jedinca na rovnováhu je často využívaná zmena senzorických podmienok (Seigle et al., 2009), náklon opornej plochy (Cavanaugh et al., 2006) alebo pridanie kognitívnej úlohy (Roerdink et al., 2006). S hodnotením vplyvu náročnosti samotnej posturálnej úlohy na entropiu sa ale stretávame v menšej miere. Vplyv opornej bázy, zmyslového vnímania alebo sekundárnej úlohy na entropiu posturálnych výkyvov je pomerne málo preskúmanou problematikou.

Štúdie dosahujúce zaujímavé výsledky v problematike vplyvu šírky opornej bázy na entropiu, ako napríklad štúdia autorov Albertsen, Ghédira, Gracies a Hutin (2017), častejšie využívajú na hodnotenie posturálnej stability lineárne parametre. Hodnotenie entropie a jej zmien vplyvom rôznej šírky opornej bázy je zriedkavé.

Vplyv zmyslového obmedzenia na entropiu posturálnych výkyvov je testovaný o niečo viac. Amoud, Snoussi, Hewson a Duchêne (2009) uvádzajú, že obmedzenie senzorickej kontroly zvyšuje náročnosť posturálnej úlohy. Obmedzenie stupňov voľnosti

tela pri takýchto náročných podmienkach spôsobuje zníženie efektivity posturálnej stratégie jedinca, čo sa prejaví zníženými hodnotami entropie. Pérez, Solana, Murillo a Hernández (2014) tiež testovali vplyv zrakovej kontroly na úroveň posturálnej stability, no jej signifikantné zhoršenie pozorovali len v skupine profesionálnych tanečníc. Konkrétne títo autori (Pérez et al., 2014) hodnotili entropiu posturálnych výkyvov na balančnej plošine v podmienkach s otvorenými a zavretými očami. Testovaná bola skupina 18 žien, ktoré študovali tanec na tanečnom konzervatóriu a tancu sa venovali aspoň 5 rokov a kontrolná skupina 30 zdravých žien rovnakého veku, ktoré sa tancu aktívne nevenovali. Entropia bola hodnotená pomocou algoritmu SampEn (Pérez et al., 2014).

Výsledky preukázali zníženie entropie v podmienkach so zavretými očami, avšak len v skupine tanečníc. Pokles entropie v kontrolnej skupine bol zanedbateľný. Autori (Pérez et al., 2014) o tomto výsledku argumentujú tvrdením autorov Teasdale, Stelmach a Breunig (1991), že špecializácia v pohybovom učení vedie k špecializácii informačného kanála využívaného pri učení. Inak povedané – tanečníci sú zvyknutí svoju posturu regulovať prostredníctvom zrakovej kontroly od prvého momentu učenia sa tancovať. Keď teda má zrak pri tanci taký veľký význam, bude všeobecne preferovaným zmyslom týchto jedincov (Rist, 1991). Čím väčšia miera vizuálnej informácie je využitá v procese učenia, o to viac bude výkon daného jedinca zhoršený pri odstránení vizuálnej kontroly (Pérez et al., 2014).

Viacerí autori (Schmit, Regis, & Riley, 2005; Donker et al., 2007; Donker et al., 2008) vo svojich štúdiách uvádzajú, že pri obmedzení príjmu vizuálnych informácií sa zhoršuje posturálna stabilita jedincov. Pérez et al. (2014) takéto zhoršenie v kontrolnej skupine neuvádzajú. Avšak, i keď bol pokles entropie pri vyradení zrakovej kontroly veľmi malý, môže napriek tomu naznačovať zhoršenie úrovne posturálnej stability i u kontrolnej skupiny.

V problematike posturálnej kontroly je dôležitým a často spomínaným pojmom pozornosť. Udržiavanie a kontrolovanie vzpriamenej postury si vyžaduje istú mieru pozornosti a miera pozornosti potrebná pre kontrolu postury sa zvyšuje s náročnosťou posturálnej úlohy (Woollacott & Shumway-Cook, 2002). Ak k posturálnej úlohe pridáme sekundárnu úlohu, pozornosť sa musí medzi tieto úlohy rozdeliť. Tým bude ovplyvnená i posturálna stabilita (Riley, Baker, & Schmit, 2003). Pri hodnotení vplyvu sekundárnej úlohy na úroveň posturálnej stability je využívaná buď kognitívna alebo manuálna úloha.

Cavanaugh et al. (2007) využili kognitívnu úlohu na pozorovanie vplyvu pozornosti na entropiu posturálnych výkyvov. Testovali 30 zdravých mladých jedincov. Úlohou testovaných bol pokojný stoj po dobu 20 sekúnd a pokojný stoj s vykonávaním kognitívnej úlohy taktiež po dobu 20 sekúnd. Stoj bol modifikovaný podľa protokolu testu SOT, ktorý využíva náklon opornej plochy v kombinácii s tromi rôznymi vizuálnymi podmienkami. Kognitívna úloha spočívala v tom, že testujúci personál prečítal testovanému rad čísel a testovaný jedinec ich mal presne zopakovať. Keď úlohu zvládol, bola mu prečítaná nová séria čísel. Autori pre ApEn pohybov COP v predozadnom smere našli trendy jemného zvýšenia hodnôt pri vykonávaní kognitívnej úlohy vo všetkých podmienkach testu SOT, v bočnom smere rozdiel nebol pozorovaný. Zmeny entropie vplyvom kognitívnej úlohy boli len nepatrné, najväčšie rozdiely sa približne rovnali smerodajnej chybe merania. Autori (Cavanaugh et al., 2007) ale napriek tomu tento výsledok považujú za smerodajný, keďže algoritmus ApEn v tomto experimente odhalil zmeny v štruktúre posturálnych výkyvov, ktoré pomocou lineárnych charakteristík neboli odhalené vôbec.

Autori Cavanaugh et al. (2007) sa v interpretácii tohto výsledku opierajú o tvrdenie, že vykonávanie sekundárnej kognitívnej úlohy spôsobilo zmenu v distribúcii pozornosti medzi posturálnou a kognitívnu úlohou (Stoffregen, Smart, & Bardy, 1999). V snahe zapamätať si a správne zopakovať rad čísel je pozornosť testovaného jedinca upriamená na kognitívnu úlohu, čím sa obmedzí miera pozornosti venovaná posturálnej úlohe. Vytvorí sa tak takzvaný vonkajší cieľ zamerania pozornosti (Donker et al., 2007). V dôsledku menšej pozornosti venovanej posturálnej úlohe sú procesy posturálnej kontroly viac automatické (Roerdink et al., 2006), čo sa prejaví zvýšením entropie posturálnych výkyvov. Naopak, v podmienkach, kedy testovaný jedinec vykonáva výlučne iba posturálnu úlohu a dostane pokyn, aby stál bez pohnutia, pravdepodobne venuje tejto úlohe väčšiu mieru pozornosti. Vytvorí sa takzvaný vnútorný cieľ zamerania pozornosti (Donker et al., 2007). V takom prípade sa jedinec snaží vedome obmedziť telesné výkyvy, čoho výsledkom je obmedzenie interakcií medzi komponentmi procesov posturálnej kontroly. Takéto obmedzenie prirodzených kontrolných mechanizmov sa prejaví zvýšením pravidelnosti posturálnych výkyvov, a teda i nižšou hodnotou entropie pohybu COP (Cavanaugh et al., 2007).

Donker et al. (2007) v stoji s otvorenými očami nepozorovali žiadny vplyv sekundárnej úlohy na entropiu, no v stoji so zatvorenými očami bol jej vplyv výraznejší. Hodnotená bola entropia posturálnych výkyvov pomocou SampEn u 30 zdravých

mladých jedincov vo veku od 19 do 30 rokov. Ich úlohou bolo stáť vzpriamene po dobu 35 sekúnd v 4 podmienkach – stoj s očami otvorenými, stoj s očami zavretými, stoj s očami otvorenými a sekundárnou úlohou a stoj s očami zavretými a sekundárnou úlohou. Sekundárna kognitívna úloha bola hovoriť odzadu mená vyslovené testujúcim personálom. Napríklad, ak testujúci povedal meno „Simon“, úlohou testovaného bolo povedať „nomis“. Výsledné hodnoty entropie posturálnych výkyvov sa v stoji s otvorenými očami vplyvom kognitívnej úlohy nezmenili. Zmeny entropie boli pozorované až pri vyradení zrakovej kontroly, kedy sa entropia pohybu COP oproti stoju s otvorenými očami znížila. Následne po pridaní kognitívnej úlohy sa entropia zvýšila na rovnaké hodnoty, aké mali testovaní jedinci pri stoji s otvorenými očami (Donker et al., 2007).

Autori (Donker et al., 2007) teda, podobne ako Cavanaugh et al. (2007), vytvorili pomocou kombinácie posturálnej úlohy s kognitívnu úlohou podmienky vhodné na sledovanie vzťahu pozornosti a automatickosti procesov posturálnej kontroly. Podľa výsledkov autori (Donker et al., 2007) uvažujú, že stoj s otvorenými očami nevyžaduje veľmi veľkú mieru pozornosti. Avšak pri stoji so zavretými očami jedinec prichádza o podstatnú časť senzorických vnemov využívaných v kontrole postury, a znovu sa vytvára vnútorný cieľ zamerania pozornosti. Znižuje sa tak automatickosť posturálnej kontroly a komplexnosť pohybu daného jedinca, čo sa prejaví nižšími hodnotami entropie (Roerdink et al., 2006). Naopak, pridaním kognitívnej úlohy sa vytvorí vonkajší cieľ zamerania pozornosti a dochádza k jej prerozdeleniu medzi posturálnou a kognitívnu úlohou. Menšia miera pozornosti venovaná posturálnej úlohe znovu vytvorí priestor pre automatizáciu posturálnej kontroly a hodnoty entropie sa v tomto prípade zvyšujú (Donker et al., 2007).

Existujú rôzne teórie popisujúce zmeny výkonnosti pri vykonávaní motorickej a kognitívnej úlohy. „The central bottleneck theory“ tvrdí, že k spracovaniu kognitívnej a motorickej úlohy, ktoré sú vykonávané v tom istom čase, dochádza postupne, akoby prechádzali hrdlom fľaše. Týmto hrdlom môže prejsť vždy len jedna úloha a až po jej splnení dochádza k efektívnemu spracovaniu druhej z nich. Tento mechanizmus sa prejaví spomalením spracovania jednej z úloh (Welford, 1967; Pashler, 1994; Pashler, Johnston, & Ruthruff, 2001). „The attentional resource theory“ zasa hovorí, že zhoršenie výkonnosti pri súčasnom vykonávaní motorickej a kognitívnej úlohy je výsledkom toho, že tieto dve úlohy súťažia o pozornosť. Následkom toho je jednej z úloh venovaná menšia miera pozornosti, ako druhej (Kahnemann, 1973).

Všeobecne teda môžeme povedať, že ak je posturálna úloha vykonávaná súčasne s kognitívnou úlohou, nemôže byť obidvom úlohám venovaná rovnaká miera pozornosti. Distribúcia pozornosti medzi týmito úlohami v konečnom dôsledku ovplyvní kvalitu posturálneho a kognitívneho výkonu. Rozdelenie pozornosti medzi tieto dva typy úloh je závislé na tom, ako veľmi rozvinutá je posturálna stabilita (Kuczyński, Szymańska, & Bieć, 2011). U športovcov, u ktorých je precíznosť pri vykonávaní sekundárnej úlohy kľúčová pre výhru, musí byť posturálna stabilita na obzvlášť vysokej úrovni. Ak je to tak, športovec sa môže viac sústrediť na vykonávanie sekundárnej úlohy, pretože posturálna úloha si nevyžaduje veľkú mieru pozornosti (Stins, Michielsen, Roerdink, & Beek, 2009).

Stins et al. (2009) tento predpoklad overovali porovnaním entropie posturálnych výkyvov baletných tanečníkov oproti netrénovaným jedincom. Testovali 14 detí vo veku 11 – 13 rokov, ktoré trénujú balet 3 – 4 hodiny denne od veku 10 rokov. Kontrolnú skupinu tvorilo 16 detí bez baletného tréningu. Úlohou testovaných bol pokojný vzpriamený stoj po dobu 20 sekúnd v 4 rôznych podmienkach – otvorené oči, zavreté oči, otvorené oči a vykonávanie sekundárnej úlohy, zavreté oči a vykonávanie sekundárnej úlohy. Sekundárna úloha bola zameraná na pamäť, počas merania si jedinci vypočuli sériu slov zo zvukovej nahrávky a po skončení testovacej úlohy mali zopakovať čo najviac z nich (Stins et al., 2009).

Entropia bola hodnotená pomocou algoritmu SampEn a výsledné hodnoty entropie boli vyššie v skupine tanečníkov než v kontrolnej skupine a v obidvoch skupinách boli nižšie v podmienkach so zavretými očami než s otvorenými očami. Je zaujímavé, že podobne, ako v štúdiu autorov Donker et al. (2007) nebol v stoji s otvorenými očami preukázaný rozdiel v hodnotách entropie pri vykonávaní kognitívnej úlohy. V štúdiu autorov Stins et al. (2009) to tak ale bolo iba v skupine baletných tanečníkov. Autori (Stins et al., 2009) uvažujú, že vďaka pohybovému tréningu a značnej posturálnej skúsenosti je úroveň posturálnej stability baletných tanečníkov vysoká. V podmienkach pokojného stoja bez obmedzenia zrakovej kontroly teda úroveň automatickosti procesov posturálnej kontroly týchto jedincov už dosiahla svoje maximum, preto pri odvedení pozornosti ku kognitívnej úlohe sa hodnoty entropie nezvýšili.

Janura et al. (2019) pri hodnotení úrovne posturálnej stability využili namiesto bipedálneho stoja stoj na jednej nohe. Vychádzali z tvrdení autorov Hugel, Cadopi, Kohler a Perrin (1999) i Kiefer et al. (2013), že pokojný bipedálny stoj nie je pozíciou, schopnou odhaliť úroveň posturálnej stability a balančné schopnosti jedinca.

V hodnotách entropie medzi skupinou tanečníkov a kontrolnou skupinou ale neboli pozorované veľké rozdiely. Autori (Janura et al., 2019) teda predpokladajú, že stoj na jednej nohe si vyžaduje väčšiu mieru pozornosti aj u skúsených baletných tanečníkov.

Autori Stins et al. (2009) u kontrolnej skupiny v podmienkach so zatvorenými očami nespozorovali nárast entropie pri pridaní kognitívnej úlohy. Tu autori (Stins et al., 2009) tvrdia, že posturálna úloha stoja so zavretými očami mohla byť pre týchto jedincov sama o sebe taká náročná, že už nebolo možné venovať jej menšiu pozornosť. V konečnom dôsledku teda nedošlo k automatizácii procesov posturálnej kontroly ani zvýšeniu komplexnosti posturálnych výkyvov (Stins et al., 2009).

V štúdiách zameraných na vplyv sekundárnej úlohy na entropiu, sa okrem kognitívnej úlohy využíva i manuálna úloha. Claxton et al. (2012) skúmali jej vplyv a entropiu u detí. Hopkins a Rønnqvist (2002) tvrdia, že na to, aby mohlo dieťa v posturálnej pozícii, ktorá je pre neho náročná, efektívne vykonávať manuálnu úlohu, systém posturálnej kontroly musí najprv stabilizovať a kontrolovať pozíciu tela. Pre vykonávanie sekundárnej manuálnej úlohy je teda najprv nutné vyrovnať sa s vonkajšími vplyvmi, ako je napríklad tiažová sila a stabilná postura je braná ako základ pre uplatnenie ďalších motorických stratégií. Stabilná postura ale nie je rigidná postura. Cielené udržiavanie rigidnej postury totiž môže v konečnom dôsledku spôsobiť zníženie miery flexibility a adaptability posturálneho systému (Hamil, Haddad, Li, Heiderscheit, & Van Emmerik, 2006). To znamená i zníženie komplexnosti tohto kontrolného systému, čo je znakom zníženia úrovne posturálnej stability (Davids et al., 2003).

Pri vykonávaní najbežnejších aktivít, ktoré nevyžadujú veľkú pozornosť, nie sú posturálne titubácie u dospelých jedincov úplne minimalizované. Avšak pri vykonávaní náročných úloh, ktoré si vyžadujú sústredenie, ako je napríklad mierenie na cieľ pri lukostreľbe, sú posturálne titubácie obmedzené na minimum. Výkyvy tela by totiž mohli znížiť presnosť a zhoršiť výkon jedinca pri vykonávaní danej úlohy (Balasubramaniam, Riley, & Tuvey, 2000). U dospelých jedincov je teda posturálna kontrola priamo ovplyvnená snahou vykonať sekundárnu úlohu. Procesy posturálnej kontroly sa v závislosti na tejto snahe menia a prispôbujú. Kontrola postury závislá na prítomnosti sekundárnej úlohy sa u každého jedinca rozvíja v priebehu motorického vývinu (Claxton et al., 2012).

Claxton et al. (2012) hodnotili vplyv sekundárnej manuálnej úlohy na entropiu posturálnych výkyvov u detí. Do testovania bolo zapojených 16 dojčiat vo veku 9 – 13 mesiacov a na hodnotenie entropie bol využitý algoritmus SampEn. Tieto deti dokázali

samostatne stáť po dobu aspoň 5 sekúnd, ale nedokázali samostatne prejsť viac ako 2 kroky. Ich úlohou pri testovaní bolo stáť na mieste buď s prázdnyimi rukami alebo s hračkou v rukách. Manuálna úloha teda znamenala držanie hračky. Dĺžka stoja, ktorú tieto deti pri testovaní zvládli sa pohybovala medzi 5 – 10 sekundami, z čoho na analýzu boli využité signály dlhé 2 sekundy (Claxton et al., 2012).

Výsledky odhalili zvýšené hodnoty entropie v stoji s hračkou v rukách oproti stoju bez hračky. Už v dojčenskom veku teda sekundárna úloha zvyšuje komplexnosť výkyvov COP. Autori (Claxton et al., 2012) predpokladali, že prirodzenou reakciou na vonkajší podnet, ako je napríklad hračka, bude obmedzenie telesných výkyvov a zvýšenie rigidity postury. Takéto obmedzenie by spôsobilo zvýšenie pravidelnosti posturálnych titubácií. Experiment ale preukázal opak. Zvýšenie entropie môžeme vysvetliť na základe tvrdenia autorov Donker et al. (2007) – sekundárna úloha vytvorila dieťaťu vonkajší cieľ zamerania pozornosti, čo sa prejavilo automatizáciou procesov posturálnej kontroly. Claxton et al. (2012) tvrdia, že pri vykonávaní manuálnej úlohy dieťa zapája do svojho pohybu viac funkčných stupňov voľnosti. Takáto zmena dynamiky posturálnych výkyvov pri interakcii s predmetom poukazuje na to, že balančné schopnosti detí v ranom veku sú na vyššej úrovni, než by sa na prvý pohľad mohlo zdať. Už deti v tomto veku dokážu stabilizovať posturu pre vykonávanie sekundárnej manuálnej úlohy (Claxton et al., 2012).

Náročnosť posturálnej úlohy a jej vplyv na entropiu je zaujímavou oblasťou výskumu posturálnej stability. Keďže ale entropie sú stále relatívne mladým prostriedkom hodnotenia posturálnej stability, zodpovedá tomu i množstvo dostupných štúdií, zaoberajúcich sa touto problematikou. Hodnotenie vplyvu opornej plochy, šírky opornej bázy, vplyvu senzorického obmedzenia a sekundárnej úlohy na entropiu posturálnych výkyvov by mohlo byť predmetom ďalšieho výskumu.

3 CIELE A HYPOTÉZY

3.1 CIELE

Hlavným cieľom tejto práce bolo preskúmať vplyv sekundárnej manuálnej úlohy na posturálnu stabilitu v stoji u mladých zdravých jedincov hodnotenú pomocou entropie.

3.1.1 Čiastkové ciele

Medzi čiastkové ciele tejto práce patrí zhodnotiť, či existujú rozdiely v posturálnej stabilite na rôznych povrchoch, a či je manuálnymi úlohami rôznych náročností ovplyvnená entropia posturálnych výkyvov pri stoji na

- a) stabilnej podložke,
- b) nestabilnej pohyblivej podložke.

3.2 VÝSKUMNÉ OTÁZKY

VO1) Ako sa v dôsledku rôzneho povrchu zmení entropia posturálnych výkyvov pri vykonávaní manuálnych úloh rôznej náročnosti?

VO2) Ako sa pri vykonávaní sekundárnych manuálnych úloh rôznej náročnosti zmení entropia posturálnych výkyvov počas stoja na stabilnej podložke?

VO3) Ako sa pri vykonávaní sekundárnych manuálnych úloh rôznej náročnosti zmení entropia posturálnych výkyvov počas stoja na pohyblivej podložke?

4 METODIKA

4.1 CHARAKTERISTIKA VÝSKUMNÉHO SÚBORU

Výskumu sa zúčastnilo 25 študentov Univerzity Palackého v Olomouci, z toho 12 mužov a 13 žien vo veku $23,2 \pm 2,4$ rokov, s výškou $175,9 \pm 9,7$ cm a hmotnosťou $71,5 \pm 9,8$ kg. Do výskumu boli zapojení len zdraví mladí jedinci s normálnym alebo korigovaným zrakom vo veku 18 – 30 rokov. Pred začatím testovania boli z výskumu vylúčení jedinci, ktorí trpeli ochorením nervového a/alebo pohybového aparátu, jedinci, ktorí absolvovali operáciu alebo utrpeli úraz pohybového aparátu v rámci posledných 6 mesiacov pred testovaním a jedinci, ktorí požili alkohol alebo drogy v rámci posledných 24 hodín pred testovaním. Metodika výskumu bola schválená etickou komisiou Fakulty telesnej kultúry Univerzity Palackého v Olomouci pod jednacím číslom 54/2019 (Príloha 1).

4.2 METÓDY ZÍSKAVANIA DÁT

Pred začatím testovania každý jedinec vyplnil anamnestický dotazník (Príloha 2) na odhalenie prítomnosti kritérií pre vylúčenie z výskumu a podpísali informovaný súhlas s anonymným využitím nameraných údajov pre výskumné účely (Príloha 3).

Pohyb jedinca bol zaznamenávaný pomocou inerciálneho senzora Delsys Trigno (Trigno Wireless Systems, Delsys Inc., Natick, MA, USA, snímkovacia frekvencia 148 Hz), ktorý bol umiestnený na dolnej časti chrbta v úrovni trňového výbežka piateho lumbálneho stavca. Inerciálny senzor zaznamenával údaje o zrýchlení spodnej časti trupu v bočnom a v predo-zadnom smere. Údaje boli zaznamenávané v stoji na stabilnej podložke, a tiež na nestabilnej podložke (Stability Platform model 16030, Lafayette Instrument, Lafayette, IN, USA) pohyblivej vo frontálnej rovine v rozsahu 15 stupňov z horizontálnej polohy do každej strany.

4.3 POSTUP MERANIA

Každý z testovaných jedincov absolvoval jedno testovanie v laboratóriu rovnováhy Katedry prírodných vied v kinantropológii Fakulty telesnej kultúry Univerzity Palackého v Olomouci. Po oboznámení s priebehom testovania bolo úlohou testovaného jedinca postaviť sa na pohyblivú podložku a oboznámiť sa s danou posturálnou úlohou. Počas celého merania bol jedinec bosý. Pri stoji na pohyblivej podložke bola zaznamenaná

individuálna pozícia chodidiel každého jedinca, ktorá bola potom využívaná v celom testovaní na pohyblivej i pevnej podložke. Zachovala sa tak rovnaká šírka opornej bázy pri testovaní na obidvoch povrchoch. Následne jedinec zišiel z pohyblivej podložky a bol mu na telo pripevnený inerciálny senzor.

Úlohou jedinca pri testovaní bol pokojný vzpriamený stoj po dobu 30 sekúnd v rôznych podmienkach. Vo všetkých podmienkach bolo od testovaných požadované, aby stáli čo najpokojnejšie, pokojne dýchali, nesmiali sa a nerozprávali. Podmienky sa líšili náročnosťou posturálnej úlohy a tiež prítomnosťou a náročnosťou manuálnej úlohy. Testovacie úlohy sa odohrávali v stoji buď na pevnej alebo pohyblivej podložke. Jedinec mal za úlohu buď stáť bez vykonávania manuálnej úlohy (stoj) alebo za súčasného vykonávania manuálnej úlohy – s dvomi prázdnyimi pohármi v rukách (prázdne), s prázdnyim pohárom v nedominantnej ruke a plným pohárom v dominantnej ruke (plný) a s prázdnyim pohárom v nedominantnej ruke a plným pohárom v dominantnej ruke s úlohou nepretržite prelievať vodu z jedného pohára do druhého (prelievanie). Pri podmienke „stoj“ bolo úlohou testovaného jedinca mať horné končatiny voľne pri tele a pozeráť sa na značku s priemerom 5 centimetrov umiestnenú vo výške jeho očí na stene vo vzdialenosti 2 metre od testovaného. V podmienke „plný“ boli horné končatiny jedinca vo flexii 90 stupňov v lakt'ovom kĺbe, v jeho dominantnej ruke sa nachádzal plný pohár s hmotnosťou 238 gramov a v nedominantnej ruke prázdny pohár s hmotnosťou 48 gramov. Jedinec mal stáť čo najpokojnejšie, pozeráť sa na poháre v jeho rukách a plynule dýchať. V podmienke „prázdne“ boli inštrukcie rovnaké, no jedinec držal v obidvoch rukách prázdny pohár s hmotnosťou 48 gramov. Pri úlohe „prelievanie“ mal jedinec stáť čo najpokojnejšie, prelievať vodu z jedného pohára do druhého a zároveň ju pri prelievaní nevyliat'. Dôraz bol kladený na plynulosť prelievania za súčasného udržiavania pokojného stoja. Rýchlosť prelievania nebola určená, no bol zaznamenaný počet, koľkokrát testovaný preliat vodu z jedného pohára do druhého a taktiež koľkokrát jedinec pri prelievaní vodu vylial. Zaznamenávanie dát v úlohe „prelievanie“ sa začalo v momente, kedy jedinec začal prelievať vodu.

Každá testovacia úloha bola zopakovaná dvakrát na pevnej i pohyblivej podložke, takže spolu bolo hodnotených 16 pokusov. Poradie pokusov bolo náhodné a jedincom bol medzi nimi poskytnutý dostatočný čas na odpočinok.

4.4 SPRACOVANIE NAMERANÝCH DÁT A ŠTATISTIKA

Pri spracovaní údajov bolo najprv odstránených prvých a posledných 100 dátových bodov zo záznamu z dôvodu nestabilnej odpovede senzora na začiatku a na konci zberu dát. Po odčítaní priemeru z každého časového radu bola vypočítaná SampEn so vstupnými parametrami $m = 1$, $r = 0,15$ x smerodajná odchýlka časového radu. Údaje boli spracované v programe Matlab (R2018a, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA), na výpočet SampEn bol použitý algoritmus dostupný z Physionet (Costa et al., 2005; Costa et al., 2002; Goldberger et al., 2000). Z výsledkov dvoch opakovaní každej testovacej úlohy bol pre ďalšie spracovanie vypočítaný priemer.

Pre ďalšiu štatistickú analýzu boli použité nasledujúce údaje: počet preliatí pri podmienke „prelievanie“, sample entropy v predo-zadnom smere (SampEn AP) a sample entropy v bočnom smere (SampEn ML). Štatistická analýza bola vykonaná pomocou software Statistica (v. 12, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Shapiro-Wilk test normality nepreukázal normálne rozloženie všetkých premenných, preto boli na ďalšiu štatistickú analýzu použité neparametrické štatistické testy. Počet, koľkokrát jedinci preliali vodu v podmienke „prelievanie“ na pevnej a balančnej podložke bol porovnaný pomocou Wilcoxonovho testu na hladine významnosti $p = 0,05$. Podobne, Wilcoxonovým testom bol zhodnotený vplyv povrchu na posturálnu stabilitu pri každej z úloh samostatne. Za účelom hodnotenia efektu úlohy bola použitá Friedmanova analýza rozptylu, pomocou ktorej boli hodnotené výsledky na každom povrchu zvlášť. V prípade, že bol takto odhalený významný efekt úlohy, ako post-hoc test na párové porovnanie bol využitý Wilcoxonov test. Hladina významnosti pri porovnávaní párových výsledkov medzi úlohami bola upravená pomocou Bonferroniho korekcie na výslednú hodnotu $p = 0,05 / 6 = 0,008$.

5 VÝSLEDKY

Žiadny z testovaných jedincov nevyliadol počas podmienky „prelievanie“. Počet preliatí sa v podmienke „prelievanie“ medzi stabilným a pohyblivým povrchom nelíšil ($p = 0,481$; stabilný povrch: medián – 9,0, dolný kvartil – 8,0, horný kvartil – 10,0; nestabilný povrch: medián – 8,0, dolný kvartil – 7,0, horný kvartil – 10,5).

Hodnoty mediánov, horných a dolných kvartilov parametra sample entropy sú uvedené v Tabuľke 1 a Tabuľke 2.

Tabuľka 1

Hodnoty mediánov, horného a dolného kvartilu parametra sample entropy v rôznych podmienkach merania – efekt povrchu

Úloha	Smer posturálnych titubácií	Podložka	Medián	Horný kvartil	Dolný kvartil	p
Stoj	Predo-zadný	Stabilná	2,20	2,33	2,06	< 0,001
		Nestabilná	1,45	1,54	1,37	
	Medio-laterálny	Stabilná	2,39	2,42	2,27	< 0,001
		Nestabilná	0,39	0,55	0,34	
Prázdne	Predo-zadný	Stabilná	2,23	2,35	2,14	< 0,001
		Nestabilná	1,50	1,63	1,35	
	Medio-laterálny	Stabilná	2,39	2,42	2,34	< 0,001
		Nestabilná	0,47	0,61	0,38	
Plný	Predo-zadný	Stabilná	2,23	2,32	2,14	< 0,001
		Nestabilná	1,45	1,60	1,36	
	Medio-laterálny	Stabilná	2,39	2,43	2,34	< 0,001
		Nestabilná	0,45	0,54	0,35	
Prelievane	Predo-zadný	Stabilná	2,15	2,33	2,08	< 0,001
		Nestabilná	1,51	1,59	1,37	
	Medio-laterálny	Stabilná	2,18	2,41	2,14	< 0,001
		Nestabilná	0,43	0,59	0,30	

Poznámka. sample entropy – entropia zrýchlenia spodnej časti trupu; p – hodnota štatistickej významnosti

Tabuľka 2

Hodnoty mediánov, horného a dolného kvartilu parametra sample entropy v rôznych podmienkach merania – efekt úlohy

Podložka	Smer		Medián	Horný kvartil	Dolný kvartil	<i>p</i>
	posturálnych titubácií	Úloha				
Stoj na stabilnej podložke	Predo-zadný	Stoj	2,20	2,33	2,06	0,033
		Prázdne	2,23	2,35	2,14	
		Plný	2,23	2,32	2,14	
		Prelievanie	2,15	2,33	2,08	
	Medio-laterálny	Stoj	2,39	2,42	2,27	0,011
		Prázdne	2,39	2,42	2,34	
		Plný	2,39	2,43	2,34	
		Prelievanie	2,18	2,41	2,14	
Stoj na nestabilnej podložke	Predo-zadný	Stoj	1,45	1,54	1,37	> 0,050
		Prázdne	1,50	1,63	1,35	
		Plný	1,45	1,60	1,36	
		Prelievanie	1,51	1,59	1,37	
	Medio-laterálny	Stoj	0,39	0,55	0,34	0,031
		Prázdne	0,47	0,61	0,38	
		Plný	0,45	0,54	0,35	
		Prelievanie	0,43	0,59	0,30	

Poznámka. sample entropy – entropia zrýchlenia spodnej časti trupu; *p* – hodnota štatistickej významnosti

Pri porovnaní efektu povrchu boli hodnoty SampEnt vo všetkých prípadoch štatisticky významne vyššie pri stoji na stabilnej podložke.

Na stabilnom povrchu bol pre hodnoty sample entropy pozorovaný štatisticky významný efekt úlohy (SampEn AP: $p = 0,033$; SampEn ML: $p = 0,011$). Avšak párové porovnanie výsledkov rôznych podmienok v predo-zadnom smere neodhalilo v hodnotách SampEn štatisticky významné rozdiely ($p > 0,008$ vo všetkých prípadoch). Hodnota SampEn ML bola výrazne nižšia v podmienke „prelievanie“ v porovnaní

s podmienkami „plný“ ($p < 0,001$), „prázdne“ ($p = 0,001$) a „stoj“ ($p = 0,001$). Medzi podmienkami „prázdne“, „plný“ a „stoj“ neboli pozorované žiadne významné rozdiely.

Na pohyblivej podložke nebol pozorovaný žiadny významný efekt úlohy na hodnoty SampEn AP ($p > 0,05$). Na druhej strane hodnoty sample entropy v medio-laterálnom smere boli ovplyvnené úlohou ($p = 0,031$). Pri párovom porovnaní výsledkov medzi rôznymi podmienkami nebol pozorovaný žiadny štatisticky významný rozdiel v hodnotách sample entropy v medio-laterálnom smere ($p > 0,008$ vo všetkých prípadoch).

6 DISKUSIA

Táto práca sa zaoberala otázkou vplyvu sekundárnej manuálnej úlohy na entropiu mladých zdravých jedincov v stoji. Konkrétne bola zameraná na hodnotenie entropie a jej zmien vplyvom manuálnej úlohy rôznej náročnosti v stoji na stabilnom a nestabilnom povrchu. Výsledky ukázali, že entropia sa líšila v stoji na stabilnom a nestabilnom povrchu a zároveň zmeny hodnôt entropie vplyvom manuálnej úlohy boli ovplyvnené náročnosťou posturálnej úlohy.

Hodnoty SampEn v stoji na stabilnom povrchu boli pri vykonávaní manuálnej úlohy oproti pokojnému stoju zvýšené, a to v predozadnom i medio-laterálnom smere. Možným dôvodom tohto rozdielu je rozdielna distribúcia pozornosti v rôznych podmienkach testovania. V podmienke „stoj“ bol testovaný jedinec poučený o tom, že má stáť čo najpokojnejšie. Pozornosť jedinca tak bola upriamená na samotnú kontrolu postury a udržiavanie rovnováhy, stoj bez pohnutia. Inými slovami, tento pokyn vytvoril pre daného jedinca vnútorný cieľ zamerania pozornosti (Donker et al., 2007). V podmienke, kedy tento jedinec nemal inú možnosť, kam by pozornosť mohol nasmerovať, sa tak udržiavanie posturálnej stability stalo jeho primárnym zámerom. Takéto vedomé kontrolovanie produkcie pohybu narúša automatickosť procesov posturálnej kontroly (Richer, Saunders, Polskaia, & Lajoie, 2017; Roerdink et al., 2006; Donker et al., 2007) a nižšia automatickosť sa prejaví nižšou entropiou (Stins et al., 2009). Tá sa v našom experimente prejavila v pokojnom stoju bez manuálnej úlohy.

Na druhej strane, ak okrem posturálnej úlohy jedinec súčasne vykonáva aj sekundárnu manuálnu alebo kognitívnu úlohu, vytvára sa tak vonkajší cieľ zamerania pozornosti (Donker et al., 2007). Autori McNevin, Shea a Wulf (2003) tento princíp vysvetľujú pomocou hypotézy „constrained action hypothesis“. Táto hypotéza tvrdí, že zapojenie kognitívnej kontroly do produkcie pohybu obmedzuje prirodzené mechanizmy posturálnej kontroly. Naopak, keď je pozornosť jedinca odvedená od produkcie pohybu a zameraná na vonkajší cieľ, tento jedinec povoľuje, aby bol jeho pohyb kontrolovaný efektívnejšie, a to prostredníctvom automatických mechanizmov posturálnej kontroly. V súlade s touto hypotézou sú i výsledky nášho experimentu - testovaní jedinci mali pri vykonávaní manuálnej úlohy vyššie hodnoty entropie v predozadnom i bočnom smere.

Nárast hodnôt entropie pri vykonávaní sekundárnej úlohy pozorovali i autori Richer a Lajoie (2019). Avšak pri hodnotení entropie mladých zdravých jedincov v pokojnom stoju a pri súčasnom vykonávaní jednoduchšej a náročnejšej sekundárnej kognitívnej

úlohy bolo zvýšenie hodnôt entropie smerovo rozdielne. Entropia v predo-zadnom smere sa zvýšila iba v podmienke s vykonávaním kognitívnej úlohy nižšej náročnosti, a naopak, entropia v bočnom smere sa zvýšila len v podmienke s vykonávaním kognitívnej úlohy vyššej náročnosti.

Je zaujímavé, že v podmienke „prelievanie“ bola hodnota entropie v bočnom smere najnižšia zo všetkých podmienok na stabilnej podložke. Autori Lajoie, Richer, Jehu a Ylan Tran (2015) hovoria, že automatickosť procesov posturálnej kontroly sa mení v závislosti na náročnosti danej sekundárnej kognitívnej úlohy. To znamená, že pri najnáročnejšej sekundárnej úlohe dosiahnu hodnoty entropie najvyššiu hodnotu. Keď ale tento princíp v našom experimente aplikujeme na manuálnu úlohu, nedochádzame k výsledkom zodpovedajúcim tomuto tvrdeniu. Okrem jedného prípadu nebol medzi hodnotami entropie pri vykonávaní manuálnych úloh rôznej náročnosti pozorovaný žiadny štatisticky významný rozdiel. Výnimku tvorila podmienka „prelievanie“ na stabilnej podložke, kedy bola entropia v bočnom smere nižšia, ako hodnoty entropie v bočnom smere v ostatných podmienkach na stabilnej podložke.

Ak sa na to pozrieme z inej perspektívy, viacerí autori (Hamil et al., 2006; Lipsitz, 2002) tvrdia, že vyššia entropia a vyššia komplexnosť poukazuje na vyššiu mieru adaptability daného systému. Nižšia entropia by teda mohla naznačovať zníženie tejto adaptability. Predpokladom pri našom testovaní bolo, že podmienka „prelievanie“ bola oproti podmienkam „stoj“, „prázdne“ a „plný“ náročnejšia. Je ale možné, že bola náročná až do takej miery, že u testovaných jedincov negatívne ovplyvnila schopnosť udržiavania posturálnej stability. Ako v prípade dojčiat, ktoré pri osvojovaní novej posturálnej schopnosti „zamrazia“ stupne voľnosti tela (Harbourne & Stergiou, 2003), tak aj jedinci v našom experimente mohli obmedziť stupne voľnosti pri vykonávaní náročnej manuálnej úlohy. Úloha prelievania vody z jedného pohára do druhého teda môže byť náročnejšia, ako sme očakávali. Vykonávanie takto náročnej úlohy teda pravdepodobne spôsobilo zníženie miery adaptability systému posturálnej kontroly a v konečnom dôsledku sa tento mechanizmus prejavil nižšími hodnotami entropie.

Pri stoji na nestabilnom povrchu boli hodnoty SampEn nižšie než v stoji na stabilnom povrchu, a to v predo-zadnom i medio-laterálnom smere. V dostupných štúdiách sa vo väčšine prípadov stretávame s nižšími hodnotami entropie u starších jedincov (Goldberger et al., 2002; Seigle et al., 2009) alebo u jedincov so zdravotným obmedzením (Hlaváčková et al., 2011). Podobné výsledky boli dosiahnuté aj u zdravých mladých jedincov pri manipulácii podmienok testovania (Schmit et al., 2005, Donker et

al., 2008). V niektorých prípadoch sa teda stretávame s obmedzením pramieniacim vo fyzických predispozíciách jedinca, v iných zasa s umelo vytvoreným obmedzením. Či už ale ide o obmedzenie vo forme straty propioceptívnych informácií z amputovanej končatiny (Hlaváčková et al., 2011) alebo vo forme straty zrakových stimulov pri stoji zdravého jedinca so zavretými očami (Schmit et al., 2005), každá z týchto podmienok má za následok zvýšenie náročnosti posturálnej úlohy, ktoré sa prejaví znížením entropie testovaných jedincov. V našom experimente boli testovaní podrobení zvýšeniu náročnosti podmienok posturálnej úlohy, podobne ako vo vyššie spomenutých štúdiách. Testovaní jedinci stáli na nestabilnej ploche, a práve v týchto podmienkach preukazovali nižšie hodnoty entropie ako v stoji na stabilnej podložke. Pri tomto výsledku je znovu vhodné sa na entropiu pozrieť ako na ukazovateľ miery pozornosti, ktorá je venovaná posturálnej úlohe. Znížené hodnoty entropie môžeme chápať ako znak toho, že daná posturálna výzva je pre testovaného jedinca náročnejšia, vyžaduje si priame sústredenie a pozornosť (Donker et al., 2007). Zvýšená miera pozornosti znamená menšiu automatickosť pohybu, nižšiu mieru komplexnosti a rigiditu zvolenej posturálnej stratégie (Stins et al., 2009).

Inak povedané, výzvy prostredia, s ktorými sa jedinec stretne, spôsobujú zmeny organizácie motorických vzorov tohto jedinca a takéto zmeny sa prejavia zmenou variability pohybu (Deutsch & Newell, 2005). Keď sa jedinec učí novú pohybovú schopnosť, je v podobnej pozícii ako malé dieťa, ktoré sa učí napríklad samostatne sedieť alebo stáť. V čase, kedy čelí tejto novej výzve, skúma ju a zdokonaľuje sa jeho schopnosť integrácie zmyslových vnemov. Pre tento účel je potrebné obmedzenie stupňov voľnosti v pohybe tohto jedinca (Newell, 1998) a sústredenie sa na učenie danej konkrétnej pohybovej schopnosti. Takéto obmedzenie sa prejaví nižšími hodnotami entropie.

Autori Strang, Haworth, Hieronymus, Walsh a Smart (2011) hodnotili vplyv rozdielnych druhov opornej plochy na hodnoty entropie. Pozorovali zníženie entropie pri zvýšení náročnosti posturálnej úlohy. Hodnotili mladých zdravých jedincov a pre zmenu opornej plochy popri stoji na pevnom povrchu využili penovú podložku. Strang et al. (2011) tento výsledok hodnotia zaujímavým komentárom, že zvolená posturálna stratégia, v dôsledku ktorej boli hodnoty entropie znížené, je pre základné požiadavky posturálnej úlohy pravdepodobne dostačujúca a dokonca môže byť znakom vyššej efektivity riadenia pohybu. Ak by ale takáto interpretácia bola správna, znamenalo by to, že kontrolná stratégia, využitá kontrolným systémom v podmienke stoja na penovej podložke, je odlišná od stratégie využívanej na pevnom povrchu (Strang et al., 2011).

Toto tvrdenie je rozhodne v rozpore s pohľadom vyššie spomenutých autorov (Stins et al., 2009), ktorí nízku entropiu hodnotia ako znak nižšej komplexnosti pohybu a nižšej automatickosti a efektivity procesov posturálnej kontroly. Je teda otázkou, či v tomto prípade nižšia entropia naznačuje zníženie efektivity procesov posturálnej kontroly alebo úplnú zmenu pohybovej stratégie v stoji na nestabilnom povrchu oproti stoji na pevnom povrchu.

I keď sa hodnoty entropie v stoji na nestabilnom povrchu znížili, pri pridaní manuálnej úlohy sa znovu zvýšili, avšak iba v medio-laterálnom smere. Zvýšenie sa teda nepreukázalo v predozadnom smere a ani v bočnom smere entropia nedosiahla hodnoty získané pri stoji na pevnom povrchu. Napriek tomu ale štatisticky významné zvýšenie entropie môže byť pre nás ďalším znakom toho, že pridanie vonkajšieho vplyvu zamerania pozornosti zvyšuje komplexnosť a automatickosť procesov posturálnej kontroly. Podobné pozorovanie popisujú autori Donker et al. (2007), ktorí pri hodnotení vplyvu sekundárnej úlohy a vyradenia zrakovej kontroly na hodnoty entropie pozorovali zníženie entropie pri stoji so zavretými očami, a tiež jej následné zvýšenie, keď jedinci v stoji so zavretými očami vykonávali sekundárnu kognitívnu úlohu. V našom výskume i výskume autorov Donker et al. (2007) teda bola zvýšením náročnosti posturálnej úlohy entropia znížená a pridaním sekundárnej úlohy zasa zvýšená.

Zaujímavé môže byť i porovnanie výsledkov nášho experimentu s výsledkami štúdie autorov Roerdink et al. (2006). Títo autori nehodnotili zdravých jedincov, hodnotili entropiu jedincov po CMP. Môžeme si ale všimnúť podobnosť podmienok, v ktorých sa nachádzali jedinci v štúdiu autorov Roerdink et al. (2006) a v našom experimente. Jedinci po CMP preukazovali v pokojnom stoji na pevnom povrchu znížené hodnoty entropie v medio-laterálnom smere oproti hodnotám zdravých jedincov. V našom experimente boli u zdravých jedincov pozorované znížené hodnoty entropie v stoji na pohyblivej podložke v porovnaní so stojom na pevnej podložke. Zmeny sa objavili aj v predozadnom smere, no výraznejšie zníženie bolo pozorované v medio-laterálnom smere. Naskytuje sa tak úvaha, že pozícia stoja na balančnej podložke, ktorá je pohyblivá len vo frontálnej rovine, je podobná pozícii stoja na pevnej podložke u pacientov po CMP, u ktorých neurologické ochorenie spôsobilo zhoršenie medio-laterálnej posturálnej stability. Zníženie entropie v bočnom smere popisujú i ďalší autori, a to najmä u jedincov so zdravotným deficitom alebo u starších jedincov (Huisinga et al., 2012; Seigle et al., 2009). Môže to teda naznačovať, že posturálna stabilita vo frontálnej rovine je vplyvom zdravotného stavu zasiahnutá viac ako predozadná stabilita (Paillex & So, 2005). Stoj na

balančnej podložke, pohyblivej výlučne v bočnom smere teda môže zdravého jedinca uvádzať z hľadiska posturálnej stability do podobnej pozície, v akej sa nachádza jedinec so zdravotným deficitom, ako je napríklad pacient po CMP.

Za zmienku stojí i pozorovanie entropie v podmienkach, kedy títo jedinci vykonávali sekundárnu úlohu. Jedinci po CMP mali nižšie hodnoty entropie v stoji na pevnej podložke, keďže vedomou kontrolou rovnováhy kompenzovali stratu vnemov spôsobenú v dôsledku CMP (Roerdink et al., 2006). Mladí zdraví jedinci v našom experimente boli umelo uvedení do podobných podmienok, kedy bola pre nich úloha stoja na balančnej podložke natoľko náročná, že si vyžadovala väčšiu mieru pozornosti. V štúdiu autorov Roerdink et al. (2006) sa entropia jedincov po CMP v medio-laterálnom smere zvýšila pri súčasnom vykonávaní sekundárnej kognitívnej úlohy. V našom experimente bol pozorovaný nárast hodnôt entropie v medio-laterálnom smere u mladých zdravých jedincov v stoji na balančnej podložke pri súčasnom vykonávaní manuálnej úlohy. Odvedenie pozornosti od procesov posturálnej kontroly pomocou sekundárnej úlohy sa teda znovu preukázalo ako faktor zvyšujúci efektivitu posturálnej kontroly prejavenu prostredníctvom zvýšených hodnôt entropie.

Pozornosť venovaná posturálnej úlohe či sekundárnej úlohe rôzneho charakteru má nepochybne veľký význam pre konečnú kvalitu procesov posturálnej kontroly. V štúdiách hodnotiacich vplyv manuálnej úlohy na úroveň posturálnej stability sa ale stretávame aj s iným pohľadom. V rôznych štúdiách sa preukázalo, že držanie predmetu v rukách má pozitívny vplyv na úroveň posturálnej stability (Hausbeck, Strong, Tamkei & Ustinova, 2009; Kazennikov, Shlykov & Levik, 2008; Ustinova & Langenderfer, 2013). Kazennikov et al. (2008) hodnotili úroveň posturálnej stability pri stoji na balančnej podložke so zavretými očami. Keď jedinci v pravej ruke držali predmet medzi palcom a ukazovákom, rozsah posturálnych titubácií sa oproti stoji bez držania tohto objektu zmenšil. Hausbeck et al. (2009) hodnotili posturálnu stabilitu mladých jedincov v stoji na balančnej podložke, no s otvorenými očami. Pred testovaným jedincom bol na obrazovke premietaný pohyblivý obraz s trojrozmernou vizuálizáciou, ktorý spôsobil zníženie úrovne posturálnej stability, odhalené prostredníctvom lineárnych parametrov. Následne bolo u týchto jedincov pozorované zvýšenie úrovne posturálnej stability v podmienkach, kedy jedinec pri pozeraní na pohyblivý obraz držal v ruke paličku. Aj v prípade, kedy paličku držal vo vzduchu, bez kontaktu s okolitým prostredím, bolo pozorované zmenšenie rozsahu posturálnych výkyvov oproti podmienke bez držania paličky. Úroveň posturálnej stability bola v týchto štúdiách (Hausbeck et al., 2009;

Kazennikov et al., 2008) hodnotená pomocou lineárnych parametrov. Výsledky nášho výskumu poukazovali na podobné zvýšenie úrovne posturálnej stability, avšak prostredníctvom entropie. Pri držaní pohárov v rukách mali jedinci zvýšené hodnoty entropie v medio-laterálnom smere pri stoji na pohyblivej podložke a zvýšené hodnoty entropie v oboch smeroch na stabilnom povrchu.

Jeka a Lackner (1994) tvrdia, že stimulácia kožného povrchu dotykom a tlakom môže výrazne ovplyvniť vnímanie pozície telesných segmentov a celkovej telesnej orientácie, ako aj udržiavanie vzpriamenej postury počas pokojného stoja. Udržiavanie vzpriameného stoja je kontrolované primárne prostredníctvom zrakových, proprioceptívnych a vestibulárnych aferentných signálov (Jeka & Lackner, 1994). Systém posturálnej kontroly ale využíva i doplnkové aferentné podnety z iných sensorických modalít. Tieto podnety zapája do procesov spracovania vnímania vlastného tela a pre udržiavanie vzpriamenej postury (Kazennikov et al., 2008). Centrálny nervový systém prehodnocuje podnety získané rôznymi zmyslovými systémami a uprednostňuje tie, ktoré vyhodnotí ako vhodnejšie pre udržiavanie posturálnej stability (Hausbeck et al., 2009). Pre správnu kontrolu postury tak môže byť využitý i jednoduchý somatosenzorický podnet z kontaktu ruky s predmetom. Centrálny nervový systém v takomto prípade dostáva i viac proprioceptívnych informácií o orientácii celej hornej končatiny a o pozícii a pohybe trupu (Liddy et al., 2019).

Zvýšenie entropie pri držaní predmetu pozorované v našom experimente teda podporuje tvrdenia vyššie spomenutých autorov. Tieto informácie by mohli byť využité pri snahe o terapeutické ovplyvnenie rovnováhy a taktiež pri výbere kompenzačných pomôcok. Claxton et al. (2012) tiež pozorovali zvýšenie komplexnosti posturálnych výkyvov pri držaní hračky u detí s pomerne málo rozvinutým systémom posturálnej kontroly. Tieto deti dokázali samostatne stáť po dobu 5 sekúnd, no nedokázali samostatne prejsť viac ako 2 kroky. Istým spôsobom sa v podobnej situácii nachádzajú starší jedinci s tendenciou k pádom, ktorí aj v dôsledku zhoršenej funkcie sensorického systému trpia zníženou úrovňou posturálnej stability (Costa et al., 2007). Ak by sme takémuto staršiemu jedincovi dali do ruky predmet, napríklad paličku alebo barlu, komplexnosť ich pohybu, a teda i úroveň posturálnej stability by sa mohla zvýšiť. A to aj vďaka jednoduchému kontaktu ruky s predmetom. Mohli by sme teda povedať, že ak by aj títo jedinci daný predmet nevyužívali na oporu, ale iba niesli v ruke, ich sensorické obmedzenie by mohlo byť kompenzované somatosenzorickými podnetmi, získanými kontaktom ruky s predmetom (Hausbeck et al., 2009).

6.1 LIMITY ŠTÚDIE

Za limit štúdie považujeme nízky počet jedincov vo výskumnom súbore. Počet testovaných v našom výskume je ale na druhej strane porovnateľný alebo dokonca väčší než v dostupných výskumoch. Ďalším limitom by mohol byť nízky počet opakovaní jednotlivých testovacích úloh, ktorý sme zvolili preto, že pri vyššom počte opakovaní pri pilotnom meraní testovaný jedinec hlásil únavu. Ovplyvniť výsledky testovania mohlo i použitie rovnakej pozície chodidiel pri stoji na stabilnej a nestabilnej podložke, keďže fyziologická šírka opornej bázy a pozícia celej dolnej končatiny sa v prirodzenom prostredí na rôznych povrchoch líšia. Rovnakú pozíciu chodidiel sme využili preto, že rozdielna šírka opornej bázy by mohla ovplyvniť výsledky pri porovnávaní povrchov. Ďalším limitom by mohla byť úloha stoja na nestabilnej podložke, ktorá pre niektorých probandov mohla byť príliš náročná. Po oboznámení s danou úlohou ale túto úlohu v konečnom dôsledku zvládli všetci testovaní. Limitom štúdie tiež mohlo byť využitie iba jedného algoritmu na výpočet entropie, pre overenie správnosti výsledok hodnôt SampEn aj ich interpretácie by mohlo byť užitočné využitie viacerých algoritmov. SampEn sme ale zvolili ako algoritmus, ktorý býva v dostupnej literatúre najčastejšie využívaným algoritmom. Vďaka tomu je možné adekvátne porovnanie výsledkov nášho výskumu s výsledkami veľkého množstva štúdií využívajúcich tento algoritmus.

7 ZÁVER

Štatistická analýza hodnôt sample entropy u mladých zdravých jedincov preukázala signifikantný vplyv povrchu na entropiu posturálnych výkyvov. Pri vykonávaní každej testovacej úlohy boli hodnoty SampEn nižšie na nestabilnej podložke ($p < 0,001$). Bol pozorovaný tiež významný vplyv manuálnej úlohy na SampEn, na stabilnej a nestabilnej podložke bol ale tento vplyv rozdielny. V stoji na stabilnej podložke boli rozdiely významné v predo-zadnom i medio-laterálnom smere (SampEn AP: $p = 0,033$; SampEn ML: $p = 0,011$). V stoji na nestabilnej podložke bol efekt úlohy významný iba v medio-laterálnom smere ($p = 0,031$). Vplyv manuálnej úlohy na hodnoty SampEn sa teda líšil pri stoji na rozdielnych povrchoch. V úlohe „prelievanie“ v stoji na stabilnej podložke bola SampEn v medio-laterálnom smere nižšia oproti ostatným podmienkam ($p \leq 0,001$). Okrem tohto prípadu nebol pozorovaný štatisticky významný rozdiel v hodnotách SampEn vplyvom rozdielnej náročnosti manuálnej úlohy.

8 ZHRNUTIE

Táto práca bola zameraná na hodnotenie vplyvu sekundárnej manuálnej úlohy na entropiu v stoji u mladých zdravých jedincov. Presnejšie bola skúmaná entropia a jej zmeny vplyvom manuálnej úlohy rôznej náročnosti v stoji na stabilnej a na nestabilnej podložke.

Teoretická časť tejto práce v krátkosti pojednáva o posturálnej stabilite v stoji, následne zhrňa poznatky o najčastejšie využívaných algoritmoch slúžiacich na výpočet entropie a o význame a vplyve zvolených hodnôt vstupných parametrov vo výpočtoch na výsledné hodnoty entropie. V ďalšej časti sa teoretická časť venuje interpretácii entropie a rozdieloch v jej interpretácii u rôznych autorov. Hovorí tiež o komplexnosti a jej spojení s entropiou podľa vyjadrení autorov v dostupných štúdiách. Posledná časť teoretickej časti tejto práce teda pojednáva o vplyve rôznych faktorov na hodnoty entropie. Konkrétne hovorí o vplyve veku, zdravotného stavu a náročnosti posturálnej úlohy.

Do výskumnej časti tejto práce bolo zapojených 25 jedincov vo veku $23,2 \pm 2,4$ rokov (12 mužov a 13 žien). Títo jedinci boli do štúdie vybratí na základe vopred stanovených inkluzívnych a exkluzívnych kritérií. Po vyplnení anamnestického dotazníka absolvoval každý jedinec jedno meranie pozostávajúce zo 16 testovacích úloh. Polovica z nich sa odohrávala na pevnej podložke a druhá polovica na nestabilnej podložke pohyblivej vo frontálnej rovine (Stability Platform model 16030, Lafayette Instrument, Lafayette, IN, USA). Úlohou testovaného bolo pokojne stáť na jednom z daných povrchov s rukami voľne pri tele, stáť s dvomi prázdnyimi pohármi v rukách, stáť s pohárom plným vody v dominantnej ruke a prázdnyim pohárom v nedominantnej ruke a nakoniec stáť a nepretržite prelievať vodu z jedného pohára do druhého. Úlohy boli zoradené v náhodnom poradí. Dáta o pohybe testovaného boli zaznamenávané pomocou inerciálneho senzora Delsys Trigno (Trigno Wireless Systems, Delsys Inc., Natick, MA, USA, snímkovacia frekvencia 148 Hz), ktorý bol umiestnený na dolnej časti chrbta v úrovni trňového výbežka piateho lumbálneho stavca. Namerané údaje o zrýchlení spodnej časti trupu testovaných jedincov boli vyhodnotené pomocou algoritmu sample entropy a následne bola vykonaná štatistická analýza týchto výsledkov.

Výsledky tohto výskumu ukázali, že entropia v stoji na nestabilnej podložke bola značne nižšia než v stoji na stabilnej podložke, a to pri vykonávaní všetkých úloh. V stoji na stabilnej podložke sa pri vykonávaní manuálnej úlohy hodnoty entropie zvýšili

v predo-zadnom i medio-laterálnom smere a v stoji na nestabilnej podložke bol vplyv vykonávania sekundárnej manuálnej úlohy na entropiu zaznamenaný v medio-laterálnom smere. Pri prelievaní vody z jedného pohára do druhého v stoji na stabilnej podložke bolo pozorované zníženie entropie v medio-laterálnom smere na hodnoty nižšie než v ostatných podmienkach. Rozdiely v hodnotách entropie môžu byť výsledkom zmien v distribúcii pozornosti medzi posturálnou úlohou a sekundárnou manuálnou úlohou. Pri náročnej posturálnej úlohe sa entropia znižuje, keďže jedinec venuje danej úlohe zvýšenú pozornosť. Naopak, pri vykonávaní sekundárnej manuálnej úlohy je časť pozornosti odvedená k tejto úlohe. Znížením miery pozornosti venovanej posturálnej úlohe sa zvyšuje miera automatickosti procesov posturálnej kontroly. Miera automatizácie týchto procesov sa ale líši v závislosti od náročnosti posturálnej úlohy.

9 SUMMARY

The thesis was aimed at assessing the impact of a secondary manual task on entropy during standing in young healthy adults. More specifically, the thesis assessed entropy and its changes resulting from performing manual tasks of varying difficulty during quiet standing on a stable and on an unstable surface.

The theoretical part of this thesis briefly recapitulates information on postural stability in standing, summarises the basic knowledge of algorithms that are most commonly used to calculate entropy and discusses the importance and impact of the chosen values of input parameters in the calculations on the resulting entropy values. The next section of the thesis' theoretical part deals with various authors' interpretation of entropy. It also discusses the complexity and its connection to entropy according to statements of the authors published in the available studies. The last section of the thesis' theoretical part discusses the impact of the different factors on the entropy values. It focuses mainly on the impact of age, health status and the difficulty of the postural task on entropy.

Twenty-five subjects aged 23.2 ± 2.4 years (12 males and 13 females) participated in the research part of this thesis. The subjects were chosen to participate in the study based on predefined inclusion and exclusion criteria. After completing the anamnesis questionnaire, every subject underwent one measurement consisting of 16 tasks. Half of the tasks took place on a stable surface and the other half took place on an unstable surface, movable in the frontal plane (Stability Platform model 16030, Lafayette Instrument, Lafayette, IN, USA). Each subject was instructed to stand still on one of the surfaces, either with their arms along the body, or while holding an empty cup in each hand, or while holding a water-filled cup in the dominant hand and an empty cup in the non-dominant hand, or while continuously pouring water from one cup into another. The order of performance of these tasks was random. The data on the subject's movement were recorded using an inertial Delsys Trigno sensor (Trigno Wireless Systems, Delsys Inc., Natick, MA, USA, sampling frequency 148 Hz) which was placed on the subject's lower back in the area of the spinous process of the fifth lumbar vertebra. The data on the acceleration of the lower part of the trunk were analysed using the sample entropy algorithm and a statistical analysis of the results was performed afterwards.

The results showed that entropy values while standing on an unstable surface were lower than on a stable surface during the performance of all tasks. When standing

on a stable surface, the values of entropy increased in both the anterior-posterior and medial-lateral directions when performing a manual task. When standing on an unstable surface, the increase in the entropy values while performing a manual task was only significant in the medial-lateral direction. A decrease in entropy values in the medial-lateral direction was observed during performing the task of pouring water from one cup to another while standing on a stable surface. The entropy values in this task were significantly lower compared to all the other tasks performed on the stable surface. The differences in the entropy values could be a result of changes in the distribution of attention between the postural task and the secondary manual task. When performing a difficult postural task, the subject focuses their attention on the task and entropy value decreases. By contrast, while performing a secondary manual task along with the postural task, the attention is divided between the two tasks. By focusing less attention on the postural task, the automaticity of the processes of the postural control increases. However, the degree of the automaticity of these processes is dependent on the difficulty of the postural task.

10 REFERENČNÝ ZOZNAM

Albertsen, I. M., Ghédira, M., Gracies, J. M., & Hutin, É. (2017). Postural stability in young healthy subjects – Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 33, 27–33. doi: 10.1016/j.jelekin.2017.01.005

Amoud, H., Snoussi, H., Hewson, D., Doussot, M., & Duchêne, J. (2007). Intrinsic mode entropy for nonlinear discriminant analysis. *IEEE Signal Processing Letters*, 14(5), 297–300. doi: 10.1109/LSP.2006.888089

Amoud, H., Snoussi, H., Hewson, D., & Duchêne, J. (2009). Intrinsic mode entropy for postural steadiness analysis. In *Proceedings for the 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering* (pp. 212-215). Springer, Berlin, Heidelberg. doi: 10.1007/978-3-540-89208-3_53

Anderson, N., & Button, C. (2017). Development of static postural control: An overview and summary of entropy analysis. *Journal of Motor Learning and Development*, 5(1), 126-147. doi: 10.1123/jmld.2016-0011

Balasubramaniam, R., Riley, M. A., & Turvey, M. T. (2000). Specificity of postural sway to the demands of a precision task. *Gait & posture*, 11(1), 12-24. doi: 10.1016/S0966-6362(99)00051-X

Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého.

Błaszczyk, J., Lowe, D., & Hansen, P. (1994). Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait and Posture*, 2(1), 11–17. doi: 10.1016/0966-6362(94)90012-4

Błaszczyk, J. W., & Klonowski, W. (2001). Postural stability and fractal dynamics. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, 61(2), 105–112.

Bloem, B. R., Marinus, J., Almeida, Q., Dibble, L., Nieuwboer, A., Post, B., ... Schrag, A. (2016). Measurement instruments to assess posture, gait, and balance in Parkinson's disease: Critique and recommendations. *Movement Disorders*, 31(9), 1342–1355. doi: 10.1002/mds.26572

Borg, F. G., & Laxaback, G. (2010). Entropy of balance - Some recent results. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7(1), 1–11. doi: 10.1186/1743-0003-7-38

Buckley, T. A., Oldham, J. R., & Caccese, J. B. (2016). Postural control deficits identify lingering post-concussion neurological deficits. *Journal of Sport and Health Science*, 5(1), 61–69. doi: 10.1016/j.jshs.2016.01.007

Busa, M. A., Jones, S. L., Hamill, J., & van Emmerik, R. E. A. (2016). Multiscale entropy identifies differences in complexity in postural control in women with multiple sclerosis. *Gait and Posture*, 45, 7–11. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.12.007

Busa, M. A., & van Emmerik, R. E. A. (2016). Multiscale entropy: A tool for understanding the complexity of postural control. *Journal of Sport and Health Science*, 5(1), 44–51. doi: 10.1016/j.jshs.2016.01.018

Cameron, M. H., Horak, F. B., Herndon, R. R., & Bourdette, D. (2008). Imbalance in multiple sclerosis: A result of slowed spinal somatosensory conduction. *Somatosensory & Motor Research*, 25(2), 113-122. doi: 10.1080/08990220802131127

Cavanaugh, J. T., Guskiewicz, K. M., Giuliani, C., Marshall, S., Mercer, V. S., & Stergiou, N. (2006). Recovery of postural control after cerebral concussion: New insights using approximate entropy. *Journal of Athletic Training*, 41(3), 305–313.

Cavanaugh, J. T., Guskiewicz, K. M., & Stergiou, N. (2005). A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control. *Sports Medicine*, 35(11), 935-950.

Cavanaugh, J. T., Mercer, V. S., & Stergiou, N. (2007). Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: A methodological report. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4, 1–7. doi: 10.1186/1743-0003-4-42

Chen, X., Solomon, I. C., & Chon, K. H. (2006). Comparison of the use of approximate entropy and sample entropy: Applications to neural respiratory signal. *IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, Shanghai, 2005, 4212-4215. doi: 10.1109/IEMBS.2005.1615393

Claxton, L. J., Melzer, D. K., Ryu, J. H., & Haddad, J. M. (2012). The control of posture in newly standing infants is task dependent. *Journal of Experimental Child Psychology*, 113(1), 159–165. doi: 10.1016/j.jecp.2012.05.002

Costa, M., Goldberger, A. L., & Peng, C. K. (2005). Multiscale entropy analysis of biological signals. *Physical Review E - Statistical, Nonlinear, and Soft Matter Physics*, 71(2), 1–18. doi: 10.1103/PhysRevE.71.021906

Costa, M., Goldberger, A. L., & Peng, C. K. (2002). Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series. *Physical Review Letters*, 89(6), 068102. doi: 10.1103/PhysRevLett.89.068102

Costa, M., Peng, C. K., Goldberger, A. L., & Hausdorff, J. M. (2003). Multiscale entropy analysis of human gait dynamics. *Physica A: Statistical Mechanics and Its Applications*, 330(1–2), 53–60. doi: 10.1016/j.physa.2003.08.022

Costa, M., Priplata, A. A., Lipsitz, L. A., Wu, Z., Huang, N. E., Goldberger, A. L., & Peng, C. K. (2007). Noise and poise: Enhancement of postural complexity in the elderly with a stochastic-resonance-based therapy. *Europhysics Letters*, 77, 68008. doi: 10.1209/0295-5075/77/68008

Dauids, K., Glazier, P., Araujo, D., & Bartlett, R. (2003). Movement systems as dynamical systems. *Sports Medicine*, 33(4), 245-260. doi: 10.2165/00007256-200333040-00001

De Beaumont, L., Mongeon, D., Tremblay, S., Messier, J., Prince, F., Leclerc, S., Lassonde, M., & Théoret, H. (2011). Persistent motor system abnormalities in formerly concussed athletes. *Journal of Athletic Training*, 46(3), 234–240. doi: 10.4085/1062-6050-46.3.234

De Haart, M., Geurts, A. C., Huidekoper, S. C., Fasotti, L., & van Limbeek, J. (2004). Recovery of standing balance in postacute stroke patients: A rehabilitation cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(6), 886-895. doi: 10.1016/j.apmr.2003.05.012

Deffeyes, J. E., Harbourne, R. T., Stuberg, W. A., & Stergiou, N. (2011). Approximate entropy used to assess sitting postural sway of infants with developmental delay. *Infant Behavior and Development*, 34(1), 81–99. doi: 10.1016/j.infbeh.2010.10.001

Deutsch, K. M., & Newell, K. M. (2005). Noise, variability, and the development of children's perceptual-motor skills. *Developmental Review*, 25(2), 155–180. doi: 10.1016/j.dr.2004.09.001

Donker, S. F., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G. J. P., & Beek, P. J. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Experimental Brain Research*, 184(3), 363–370. doi: 10.1007/s00221-007-1105-y

Donker, S. F., Roerdink, M., Greven, A. J., & Beek, P. J. (2007). Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research*, 181(1), 1–11. doi: 10.1007/s00221-007-0905-4

Duarte, M., & Sternad, D. (2008). Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. *Experimental Brain Research*, *191*(3), 265–276. doi: 10.1007/s00221-008-1521-7

Fino, P. C., Mojdehi, A. R., Adjerid, K., Habibi, M., Lockhart, T. E., & Ross, S. D. (2016). Comparing postural stability entropy analyses to differentiate fallers and non-fallers. *Annals of biomedical engineering*, *44*(5), 1636-1645. doi: 10.1007/s10439-015-1479-0

Fitzpatrick, P. (1998). Modeling coordination dynamics in development. In Newell, K. M., & Molenaar, P. C. M. (Eds.), *Applications of nonlinear dynamics to developmental process modeling* (pp. 39-62). New York: Psychology press.

Forrest, S. M., Challis, J. H., & Winter, S. L. (2014). The effect of signal acquisition and processing choices on ApEn values: Towards a “gold standard” for distinguishing effort levels from isometric force records. *Medical Engineering & Physics*, *36*(6), 676-683. doi: 10.1016/j.medengphy.2014.02.017

Gao, J., Hu, J., Buckley, T., White, K., & Hass, C. (2011). Shannon and Renyi entropies to classify effects of mild traumatic brain injury on postural sway. *PLoS ONE*, *6*(9). doi: 10.1371/journal.pone.0024446

Gao, J., Hu, J., & Tung, W. W. (2012). Entropy measures for biological signal analyses. *Nonlinear Dynamics*, *68*(3), 431–444. doi: 10.1007/s11071-011-0281-2

Giza, C. C., & Hovda, D. A. (2014). The new neurometabolic cascade of concussion. *Journal of Athletic Training*, *36*(3), 228. doi: 10.1227/NEU.0000000000000505

Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Glass, L., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Mark, ... Stanley, H. E. (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*, *101*(23), e215-e220. doi: 10.1161/01.CIR.101.23.e215

Goldberger, A. L., Peng, C. K., & Lipsitz, L. A. (2002). What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease? *Neurobiology of Aging*, *23*(1), 23–26. doi: 10.1016/S0197-4580(01)00266-4

Gow, B. J., Peng, C. K., Wayne, P. M., & Ahn, A. C. (2015). Multiscale entropy analysis of center-of-pressure dynamics in human postural control: Methodological considerations. *Entropy*, *17*(12), 7926–7947. doi: 10.3390/e17127849

Gruber, A. H., Busa, M. A., Gorton, G. E., Van Emmerik, R. E. A., Masso, P. D., & Hamill, J. (2011). Time-to-contact and multiscale entropy identify differences in

postural control in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait and Posture*, 34(1), 13–18. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.02.015

Hadders-Algra, M. (2005). Development of postural control during the first 18 months of life. *Neural Plasticity*, 12(2–3), 99–108. doi: 10.1155/NP.2005.99

Hamill, J., Haddad, J. M., Li, L., Heiderscheit, B. C., & Van Emmerik, R. E. A. (2006). Clinical relevance of coordination variability. In Davids, K., Bennett, S. J. & Newell, K. M. (Eds.), *Variability in the movement system: A multi-disciplinary perspective* (pp. 153–166). Champaign, Illinois, USA: Human Kinetics.

Hansen, C., Wei, Q., Shieh, J. S., Fourcade, P., Isableu, B., & Majed, L. (2017). Sample entropy, univariate, and multivariate multi-scale entropy in comparison with classical postural sway parameters in young healthy adults. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 206. doi: 10.3389/fnhum.2017.00206

Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2003). Nonlinear analysis of the development of sitting postural control. *Developmental Psychobiology*, 42(4), 368–377. doi: 10.1002/dev.10110

Hausbeck, C. J., Strong, M. J., Tamkei, L. S., Leonard, W. A., & Ustinova, K. I. (2009). The effect of additional hand contact on postural stability perturbed by a moving environment. *Gait & Posture*, 29(3), 509–513. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.11.014

Hlavackova, P., Franco, C., Diot, B., & Vuillerme, N. (2011). Contribution of each leg to the control of unperturbed bipedal stance in lower limb amputees: New insights using entropy. *PLoS ONE*, 6(5), 4–7. doi: 10.1371/journal.pone.0019661

Hong, S. L., James, E. G., & Newell, K. M. (2008). Age-related complexity and coupling of children's sitting posture. *Developmental Psychobiology*, 50(5), 502–510. doi: 10.1002/dev.20310

Hopkins, B., & Rönnqvist, L. (2002). Facilitating postural control: Effects on the reaching behavior of 6-month-old infants. *Developmental Psychobiology*, 40(2), 168–182. doi: 10.1002/dev.10021

Houdijk, H., Hoeve, N., Nooijen, C., Rijntjes, D., Tolsma, M., & Lamoth, C. (2010). Energy expenditure of stroke patients during postural control tasks. *Gait and Posture*, 32(3), 321–326. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.05.016

Huang, Y., & Lu, Y. (2007, October). Small carrier frequency difference detection based on the relative phase entropy. In *2007 International Symposium on Communications and Information Technologies* (pp. 1417–1422). IEEE.

- Hugel, F., Cadopi, M., Kohler, F., & Perrin, P. H. (1999). Postural control of ballet dancers: A specific use of visual input for artistic purposes. *International Journal of Sports Medicine*, 20(02), 86-92. doi: 10.1055/s-2007-971098
- Huisinga, J. M., Yentes, J. M., Filipi, M. L., & Stergiou, N. (2012). Postural control strategy during standing is altered in patients with multiple sclerosis. *Neuroscience Letters*, 524(2), 124–128. doi: 10.1016/j.neulet.2012.07.020
- Janura, M., Procházková, M., Svoboda, Z., Bizovská, L., Jandová, S., & Konečný, P. (2019). Standing balance of professional ballet dancers and non-dancers under different conditions. *PLoS ONE*, 14(10), 1–12. doi: 10.1371/journal.pone.0224145
- Jeka, J. J., & Lackner, J. R. (1994). Fingertip contact influences human postural control. *Experimental Brain Research*, 79(2), 495-502.
- Kahneman, D. (1973). *Attention and effort*. Englewood Cliffs, New Jersey, USA: Prentice-Hall.
- Kantz, H., & Schreiber, T. (2003). *Nonlinear Time Series Analysis*. Cambridge, United Kingdom: Cambridge University Press. doi: 10.1017/CBO9780511755798
- Kazennikov, O. V., Shlykov, V. Y., & Levik, Y. S. (2008). Additional afferent signals in the human upright posture control system. *Human Physiology*, 34(2), 177-181.
- Kiefer, A. W., Riley, M. A., Shockley, K., Sitton, C. A., Hewett, T. E., Cummins-Sebree, S., & Haas, J. G. (2013). Lower-limb proprioceptive awareness in professional ballet dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 17(3), 126-132. doi: 10.12678/1089-313X.17.3.126
- Klous, M., Mikulic, P., & Latash, M. L. (2011). Two aspects of feedforward postural control: Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments. *Journal of Neurophysiology*, 105(5), 2275–2288. doi: 10.1152/jn.00665.2010
- Kollen, B., Van De Port, I., Lindeman, E., Twisk, J., & Kwakkel, G. (2005). Predicting improvement in gait after stroke: A longitudinal prospective study. *Stroke*, 36(12), 2676–2680. doi: 10.1161/01.STR.0000190839.29234.50
- Kuczyński, M., Szymańska, M., & Bieć, E. (2011). Dual-task effect on postural control in high-level competitive dancers. *Journal of Sports Sciences*, 29(5), 539–545. doi: 10.1080/02640414.2010.544046
- Lajoie, Y., Richer, N., Jehu, D. A., & Tran, Y. (2015). Continuous cognitive tasks improve postural control compared to discrete cognitive tasks. *Journal of Motor Behavior*, 48(3), 264-269. doi: 10.1080/00222895.2015.1089833

- Lake, D. E., Richman, J. S., Pamela Griffin, M., & Randall Moorman, J. (2002). Sample entropy analysis of neonatal heart rate variability. *American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology*, 283(3), 789–797. doi: 10.1152/ajpregu.00069.2002
- Lee, C. H., & Sun, T. L. (2018). Evaluation of postural stability based on a force plate and inertial sensor during static balance measurements. *Journal of Physiological Anthropology*, 37(1), 1–16. doi: 10.1186/s40101-018-0187-5
- Liao, H.-F., & Hwang, A.-W. (2003). Relations of Balance Function and Gross Motor Ability for Children with Cerebral Palsy. *Perceptual and Motor Skills*, 96(3_suppl), 1173–1184. doi: 10.2466/pms.2003.96.3c.1173
- Liddy, J. J., Arnold, A. J., Cho, H., Romine, N. L., & Haddad, J. M. (2019). The Effect of Holding an Object on Postural Stability and Suprapostural Task Performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 35(6), 418-425. doi: 10.1123/jab.2019-0040
- Lipsitz, L. A. (2002). Dynamics of stability: The physiologic basis of functional health and frailty. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 57(3), 115–125. doi: 10.1093/gerona/57.3.B115
- McNevin, N. H., Shea, C. H., & Wulf, G. (2003). Increasing the distance of an external focus of attention enhances learning. *Psychological Research*, 67, 22–29. doi:10.1007/s00426-002-0093-6
- Molina-Picó, A., Cuesta-Frau, D., Aboy, M., Crespo, C., Miró-Martínez, P., & Oltra-Crespo, S. (2011). Comparative study of approximate entropy and sample entropy robustness to spikes. *Artificial Intelligence in Medicine*, 53(2), 97–106. doi: 10.1016/j.artmed.2011.06.007
- Newell, K. M. (1998). Degrees of freedom and the development of postural center of pressure profiles. In Newell, K. M., & Molenaar, P. C. M. (Eds.), *Applications of nonlinear dynamics to developmental process modeling* (pp. 63-84). New York: Psychology press.
- Newell, K. M., & Corcos, D. M. (1993). *Variability and motor control* (pp. 1-12). Champaign, Illinois, USA: Human Kinetics Publishers.
- Nurwulan, N. R., Jiang, B. C., & Iridiastadi, H. (2015). Posture and texting: Effect on balance in young adults. *PLoS ONE*, 10(7), 1–10. doi: 10.1371/journal.pone.0134230
- Paillex, R., & So, A. (2005). Changes in the standing posture of stroke patients during rehabilitation. *Gait & posture*, 21(4), 403-409. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.04.011

- Pashler, H. (1994). Dual-task interference in simple tasks: data and theory. *Psychological Bulletin*, *116*(2), 220.
- Pashler, H., Johnston, J. C., & Ruthruff, E. (2001). Attention and performance. *Annual Review of Psychology*, *52*(1), 629-651. doi: 10.1146/annurev.psych.52.1.629
- Pelykh, O., Klein, A. M., Bötzel, K., Kosutzka, Z., & Ilmberger, J. (2015). Dynamics of postural control in Parkinson patients with and without symptoms of freezing of gait. *Gait and Posture*, *42*(3), 246–250. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.09.021
- Perlmutter, S., Lin, F., & Makhsous, M. (2010). Quantitative analysis of static sitting posture in chronic stroke. *Gait and Posture*, *32*(1), 53–56. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.03.005
- Peterson, M. L., Christou, E., & Rosengren, K. S. (2006). Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12-years-old. *Gait and Posture*, *23*(4), 455–463. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.05.003
- Pérez, R., Solana, R., Murillo, D., & Hernández, F. J. (2014). Visual availability, balance performance and movement complexity in dancers. *Gait and Posture*, *40*(4), 556–560. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.06.021
- Pincus, S. M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *88*(6), 2297-2301. doi: 10.1073/pnas.88.6.2297
- Pincus, S. M., & Goldberger, A. L. (1994). Physiological time-series analysis: What does regularity quantify? *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, *266*(4 35-4). doi: 10.1152/ajpheart.1994.266.4.h1643
- Pincus, S. M., & Keefe, D. L. (1992). Quantification of hormone pulsatility via an approximate entropy algorithm. *American Journal of Physiology-Endocrinology And Metabolism*, *262*(5), E741-E754. doi: 10.1152/ajpendo.1992.262.5.E741
- Richer, N., & Lajoie, Y. (2019). Automaticity of postural control while dual-tasking revealed in young and older adults. *Experimental Aging Research*, *46*(1), 1-21. doi: 10.1080/0361073X.2019.1693044
- Richer, N., Saunders, D., Polskaia, N., & Lajoie, Y. (2017). The effects of attentional focus and cognitive tasks on postural sway may be the result of automaticity. *Gait & Posture*, *54*, 45-49. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.02.022
- Richman, J. S., & Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy maturity in premature infants Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of*

Physiology Heart and Circulatory Physiology, 278, H2039–H2049.
doi: 10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039

Riley, M. A., Baker, A. A., & Schmit, J. M. (2003). Inverse relation between postural variability and difficulty of a concurrent short-term memory task. *Brain Research Bulletin*, 62(3), 191–195. doi: 10.1016/j.brainresbull.2003.09.012

Rist, R. (1991). Dance science, how to have things changed since we were trained. *1. Dancing Times*, 82(975), 243-243.

Roerdink, M., De Haart, M., Daffertshofer, A., Donker, S. F., Geurts, A. C. H., & Beek, P. J. (2006). Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Experimental Brain Research*, 174(2), 256–269. doi: 10.1007/s00221-006-0441-7

Roerdink, M., Geurts, A. C. H., De Haart, M., & Beek, P. J. (2009). On the relative contribution of the paretic leg to the control of posture after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(3), 267–274. doi: 10.1177/1545968308323928

Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J. A., Gea, J., Martínez-Llorens, J. M., Morera, J., & Jané, R. (2010, August). Interpretation of the approximate entropy using fixed tolerance values as a measure of amplitude variations in biomedical signals. In 2010 *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology* (pp. 5967-5970). IEEE. doi: 10.1109/IEMBS.2010.5627570

Schärli, A. M., van de Langenberg, R., Murer, K., & Müller, R. M. (2012). The influence of gaze behaviour on postural control from early childhood into adulthood. *Gait and Posture*, 36(1), 78–84. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.01.008

Schlenstedt, C., Muthuraman, M., Witt, K., Weisser, B., Fasano, A., & Deuschl, G. (2016). Postural control and freezing of gait in Parkinson's disease. *Parkinsonism and Related Disorders*, 24, 107–112. doi: 10.1016/j.parkreldis.2015.12.011

Schmit, J. M., Regis, D. I., & Riley, M. A. (2005). Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. *Experimental Brain Research*, 163(3), 370–378. doi: 10.1007/s00221-004-2185-6

Seigle, B., Ramdani, S., & Bernard, P. L. (2009). Dynamical structure of center of pressure fluctuations in elderly people. *Gait and Posture*, 30(2), 223–226. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.005

Slobounov, S. M., & Newell, K. M. (1994). Dynamics of posture in 3- and 5-year-old children as a function of task constraints. *Human Movement Science*, 13(6), 861-875. doi: 10.1016/0167-9457(94)90022-1

Smart Jr, L. J., & Smith, D. L. (2001). Postural dynamics: Clinical and empirical implications. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 24(5), 340-349. doi: 10.1067/mmt.2001.115262

Sosnoff, J. J., Broglio, S. P., Shin, S., & Ferrara, M. S. (2011). Previous mild traumatic brain injury and postural-control dynamics. *Journal of Athletic Training*, 46(1), 85–91. doi: 10.4085/1062-6050-46.1.85

Stackhouse, C., Shewokis, P. A., Pierce, S. R., Smith, B., McCarthy, J., & Tucker, C. (2007). Gait initiation in children with cerebral palsy. *Gait and Posture*, 26(2), 301–308. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.09.076

Stins, J. F., Michielsen, M. E., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2009). Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: Effects of expertise, vision and cognition. *Gait and Posture*, 30(1), 106–109. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.04.001

Stoffregen, T. A., Smart, L. J., Bardy, B. G., & Pagulayan, R. J. (1999). Postural stabilization of looking. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 25(6), 1641. doi: 10.1037/0096-1523.25.6.1641

Strang, A. J., Haworth, J., Hieronymus, M., Walsh, M., & Smart, L. J. (2011). Structural changes in postural sway lend insight into effects of balance training, vision, and support surface on postural control in a healthy population. *European Journal of Applied Physiology*, 111(7), 1485-1495.

Tallon, G., Blain, H., Seigle, B., Bernard, P. L., & Ramdani, S. (2013). Dynamical and stabilometric measures are complementary for the characterization of postural fluctuations in older women. *Gait and Posture*, 38(1), 92–96. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.10.021

Teasdale, N., Stelmach, G. E., & Breunig, A. (1991). Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. *Journal of Gerontology*, 46(6), B238-B244. doi: 10.1093/geronj/46.6.B238

Ustinova, K. I., & Langenderfer, J. E. (2013). Postural stabilization by gripping a stick with different force levels. *Gait & posture*, 38(1), 97-103. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.10.020

Vaillancourt, D. E., & Newell, K. M. (2003). Aging and the time and frequency structure of force output variability. *Journal of Applied Physiology*, 94(3), 903–912. doi: 10.1152/jappphysiol.00166.2002

Welford, A. T. (1967). Single-channel operation in the brain. *Acta Psychologica*, 27, 5-22. doi: 10.1016/0001-6918(67)90040-6

Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: A review of an emerging area of research. *Gait and Posture*, *16*(1), 1–14. doi: 10.1016/S0966-6362(01)00156-4

Woollacott, M. H., Shumway-Cook, A. (1990). Changes in posture control across the life span - A systems approach. *Physical Therapy*, *70*(12), 799-807. doi: 10.1093/ptj/70.12.799

Wu, S. D., Wu, C. W., Lin, S. G., Wang, C. C., & Lee, K. Y. (2013). Time series analysis using composite multiscale entropy. *Entropy*, *15*(3), 1069–1084. doi: 10.3390/e15031069

Yamagata, M., Ikezoe, T., Kamiya, M., Masaki, M., & Ichihashi, N. (2017). Correlation between movement complexity during static standing and balance function in institutionalized older adults. *Clinical Interventions in Aging*, *12*, 499-503. doi: 10.2147/CIA.S132425

Yentes, J. M., Denton, W., McCamley, J., Raffalt, P. C., & Schmid, K. K. (2018). Effect of parameter selection on entropy calculation for long walking trials. *Gait and Posture*, *60* (November 2017), 128–134. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.11.023

Yentes, J. M., Hunt, N., Schmid, K. K., Kaipust, J. P., McGrath, D., & Stergiou, N. (2013). The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. *Annals of Biomedical Engineering*, *41*(2), 349–365. doi: 10.1007/s10439-012-0668-3

Zhang, Y. C. (1991). Information entropy of complex structures. *Journal de Physique*, *1*, 971-977.

11 PRÍLOHY

Príloha 1

Vyjadrenie etickej komisie



Fakulta
tělesné kultury

Vyřádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 14. 10. 2019 byl projekt diplomové práce

autor: **Bc. Kristína Gurniková**

s názvem **Entropie pri hodnotení posturálnej stability**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **54 / 2019**
dne: **3.11. 2019.**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně
Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Príloha 2

Anamnestický dotazník

**Anamnestický dotazník k DP –
– Entropie pri hodnotení posturálnej stability**

Meno a priezvisko:

E-mailová adresa:

Vek:

Výška (v cm):

Hmotnosť (v kg):

Ktorou rukou píšete? PRAVÁ x ĽAVÁ

Vykonávate športovú aktivitu?

NIE x ÁNO (ak áno, uveďte, prosím, akú, ako často, v akej intenzite)

.....
.....
.....

Trpíte momentálne (v poslednom týždni) bolesťou?

NIE x ÁNO (ak áno, uveďte, prosím, čo vás bolí, kedy vás to bolí, aká je to bolesť)

.....
.....
.....

Mali ste v priebehu posledných 6 mesiacov úraz pohybového aparátu?

NIE x ÁNO (ak áno, uveďte, prosím, aký)

.....
.....
.....

Podstúpili ste za posledných 6 mesiacov operáciu?

NIE x ÁNO (ak áno, uveďte, prosím, akú)

.....
.....
.....

Trpíte neurologickým ochorením?

NIE x ÁNO (ak áno, uveďte, prosím, akým?)

.....
.....
.....

Beriete pravidelne lieky?

NIE x ÁNO (ak áno, uveďte, prosím, aké?)

.....
.....
.....

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Entropie pri hodnotení posturálnej stability

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum:

Príloha 4

Potvrdenie o odbornom preklade častí diplomovej práce písaných v anglickom jazyku



TOP PREKLADY, s. r. o.
Pražská 35
811 04
Bratislava
Slovensko

09.04.2020

VEC: Potvrdenie o zrealizovaní prekladu

Prekladateľská spoločnosť TOP PREKLADY, s. r. o. so sídlom v Bratislave týmto potvrdzuje, že pre svojho klienta Kristína Gurníková na základe jeho objednávky zo dňa 08.04.2020 zrealizovala dňa 09.04.2020 preklad dokumentu 27577(1)_abstrakt_SK.docx zo slovenského do anglického jazyka. Preklad bol klientovi odovzdaný prostredníctvom e-mailu.

Toto potvrdenie bolo vystavené na žiadosť klienta.

TOP PREKLADY, s.r.o.
Pražská 35, Bratislava 811 04
IČO: 35 972 351
IČ DPH: SK2022116459

Mgr. Anna Kasperová
Project Manager
TOP PREKLADY, s. r. o.

TOP PREKLADY, s. r. o.		Bankové spojenie:	Kontaktné údaje:
Pražská 35	IČO: 35972351	Dejda banka Slovensko, a.s.	Tel/Fax: +421 2 64287496
811 04 Bratislava	DIČ: 2022116459	č.ú. 1809626002/5600	Mob: +421 910 916366, +421 903 517907
Slovensko	IČ DPH: SK2022116459	IBAN: 04 5600 0000 00100962 6002	Email: info@top-preklady.sk