

Měření mozkové aktivity v profesionálním tanečním prostředí – studie

Measuring brain activity in a professional dance environment – a study

M. Roth Elblová¹, R. Mouček²

¹ Hudební a taneční fakulta, Akademie múzických umění v Praze

² Katedra informatiky a výpočetní techniky, Fakulta aplikovaných věd, Západočeská univerzita v Plzni

Souhrn: Propojení těla a mysli a jejich vzájemná konjunkce jsou stále aktuálnějšími, mnohooborovým tématem. **Cíl:** Cílem práce bylo zjistit, do jaké míry působí naše myšlenky v profesionálním tanečním prostředí na průběh mozkových frekvencí a jakým způsobem se propisují do našeho organismu a pohybu. **Metody:** V rámci studie proběhlo měření mozkové činnosti nositelným EEG zařízením Muse a vizuální analýza pohybu z tanečního prostředí, prvku *plié* (flexe a extenze kolenních kloubů). Sledovanými a měřenými jedinci bylo 16 studentů Katedry tance, Hudební a taneční fakulty Akademie múzických umění v Praze. Sledovali jsme mozkové frekvence v mnoha fázích (situacích): bez konkrétní myšlenky (soustředění se) a bez pohybu, při konkrétní myšlence bez pohybu, pohyb bez konkrétní myšlenky, pohyb s konkrétní myšlenkou a na závěr opět myšlenku bez pohybu, která byla mimo obor a rámec výzkumu. **Výsledky:** U 14 účastníků experimentu jsme získali dostatečně kvalitní EEG signál k další analýze. U 12 účastníků byla prokázána změna v mozkových frekvencích odlišujících aktivity s nižší a vyšší vědomou koncentrací. **Závěr:** Výstup popisuje zjištění ohledně propojení myšlenek, těla a pohybu na základě měřitelných dat. EEG zařízení Muse je použitelné pro získávání EEG signálu dostatečné kvality v experimentech vyžadujících pohyb odehrávající se v reálných podmínkách. V získaném EEG signálu je možné detekovat změny v mozkové aktivitě účastníků při stavech uvolněné bdělosti a vědomé koncentrace. Vizuální analýza pohybu reflektuje, že syntéza specifické myšlenky a pohybu přispívá k eliminaci špatných pohybových návyků, které ruší nejen technickou čistotu provedení pohybového prvku, ale také optimální držení těla, koordinaci pohybu a jednotlivých anatomických struktur.

Klíčová slova: pozornost – pohyb – základní mozková frekvence – EEG – Muse čelenka – Franklinova metoda

Summary: The connection of body and mind and their mutual conjunction is an increasingly topical topic in many fields. **Objective:** The aim of the work was to find out to what extent our thoughts in a professional dance environment affect the course of brain frequencies and how they are prescribed in our organism and movement. **Methods:** As part of the study, brain activity was measured with the Muse wearable EEG device and visual analysis of movement from the dance environment, the *plié* element (flexion and extension of the knee joints). The monitored and measured individuals were 16 students of the Dance Department of Music and Dance Faculty of the Music Academy of Performing Arts in Prague. We monitored brain frequencies in many phases (situations): without a specific thought (concentration) and without movement, with a specific thought without movement, movement without a specific thought, movement with a specific thought, and finally again a thought without movement, which was out of scope and research framework. **Results:** For 14 participants in the experiment, we obtained an EEG signal of sufficient quality so that it could be further analyzed. A change in brain frequencies distinguishing activities with lower and higher conscious concentration was demonstrated in 12 participants. **Conclusion:** The output describes the findings regarding the connection of thoughts, body, and movement based on measurable data. The Muse EEG device is useful for obtaining an EEG signal of sufficient quality in experiments requiring movement and taking place in real conditions. In the obtained EEG signal, it is possible to detect changes in the participant's brain activity during states of relaxed alertness and conscious concentration. Visual analysis of movement reflects that the synthesis of a specific thought and movement contributes to eliminating bad habits, which destroy not only the technical purity of the performance of the movement element but also optimal posture, coordination of movement, and individual anatomical structures.

Key words: attention – movement – basic brain frequency – EEG – Muse headband – Franklin method

Propojení těla a mysli a jejich vzájemná syntéza jsou stále aktuálnější, mnohooborovým tématem a také základním principem Franklinovy metody (F-M), která tento symbiotický stav akcentuje. Neurosvalová činnost organismu reagující na vnitřní a vnější podněty a uvědomění si, do jaké míry naše myšlenky ovlivňují náš pohyb, jeho kvalitu a koordinaci, jsou styčné body, o které se F-M opírá. Kvalitu a koordinaci pohybu můžeme většinou přímo vidět a do jisté míry i posuzovat z pohledu výukových, tréninkových, rehabilitačních a jiných systémů a programů. Činnost mozku, která má přímý vliv na kvalitu a koordinaci pohybů, není ovšem tak dobře přístupná vnějšímu pozorování.

Studium neuronální podstaty pohybu je jednou ze základních disciplín současných neurověd. Plánování pohybu začíná v kortikálních oblastech mozku – mozková kůra pak vysílá signály do bazálních ganglií a mozkového kmene. Ty zahajují či upravují samotný pohyb, předávají zprávy nejprve do míchy a poté motorickým neuronům, které ovládají jednotlivé svaly. Většina těchto aktivit není dostupná přímému neinvazivnímu zkoumání, představu pohybu lze neinvazivně získat z EEG signálu v centrální oblasti hlavy (zejména snímáním elektrického potenciálu na povrchu hlavy elektrodami na místech označených jako C3 a C4 dle mezinárodního systému 10-20, který definuje rozložení EEG elektrod na povrchu hlavy). I tento způsob získávání elektrické aktivity mozku však vyžaduje spíše laboratorní podmínky, nákladnější EEG měřicí systémy a následné důkladné analýzy. Výzvou pro měření mozkové aktivity v reálných podmínkách (např. v prostředí běžného tanečního sálu s veškerými rušivými elementy) je pak na trhu relativně nová existence jednoduchých, nositelných a cenově dostupných EEG zařízení. Tato zařízení jsou většinou konstruována tak, že měří, případně provádějí základní analýzu mozkové aktivity ve frontální, případně okcipitální části hlavy. Lze tak

měřit a vyhodnocovat základní mozkovou aktivitu, a to zejména základní frekvenci, která je asociována s pozorností a soustředěním. Větší výskyt mozkové aktivity v tzv. alfa pásmu (definovaném jako frekvenční pásmo v rozmezí cca 8–13 Hz) je pozorován ve stavech uvolněné bdělosti. Oproti tomu vyšší výskyt mozkové aktivity v beta pásmu (definovaném jako frekvenční pásmo v rozmezí cca 13–20 Hz), lépe detekovatelný zejména ve frontálních a centrálních oblastech hlavy, je asociován se zaměřením pozornosti, rozhodováním či obecně zvýšením mentální aktivity.

Klíčovou myšlenkou naší studie bylo zjistit, jakým způsobem reaguje mozek měřených studentů na určité specifické podněty, na něž se student koncentruje, a zda jsou tyto podněty reflektovány do prováděného pohybu a do jeho kvality. S ohledem na nutnost srovnání jsme také zkoumali, jak reaguje mozek v momentech, kdy mu nejsou žádné specifické podněty nabízeny, tedy v momentech bez cílené koncentrace. V rámci celého výzkumného a měřicího procesu nás zajímalo, do jaké míry jsou studenti schopni vnímat diferenciaci pohybu s použitím myšlenky a bez ní. V rámci měřitelnosti této problematiky jsme sledovali reakci mozku na mentální obrazy Erica Franklina při pohybu i při pohybové absenci. Na fyzické, pohybové rovině jsme vycházeli ze základního pohybu techniky klasického tance – prvku *plié* (současná a souměrná flexe v kolenních kloubech – pokrčení a následné propnutí kolen v několikerém opakování za sebou).

Tento článek tak přináší návrhy a výsledky prvotního experimentu v rámci výzkumu, jehož celkovým cílem je zkoumání souvislosti stavu mysli (mozkové aktivity) a související imaginace na kvalitu a koordinaci prováděného pohybu. Souvislosti pozorované konjunkce tkví nejen ve sledování vzájemné zpětné vazby „myšlenka–tělo a tělo–myšlenka“ a v jejích projevech na fyzický výkon, ale také ve schopnostech a možnostech je-

dince a způsobu, jakým je schopen principy F-M prakticky uchopit, integrovat je do pohybu a do technických aspektů klasického tance. Jsme si vědomi celkové komplexity tématu, a proto se prvotní experiment soustředil zejména na možnosti získání a vyhodnocení záznamu základní mozkové aktivity účastníků v reálném prostředí, schopnosti soustředění se při imaginaci a vykonávání pohybu, základního vyhodnocení získaných dat a perspektivy dalšího pokračování výzkumu.

Článek je organizován následně:

- Kapitola *Stav poznání* přibližuje výzkum v oblasti pohybu (zejména při tanci) a současném snímání a vyhodnocování elektrické aktivity mozku (metodu EEG); uvádí několik blízkých výzkumných prací.
- Kapitola *Metody* se zabývá návrhem experimentu, jeho účastníky a metodami zpracování získaných EEG dat.
- Kapitola *Výsledky* pak představuje samotné výsledky experimentu.
- Kapitola *Diskuze* se krátce věnuje interpretaci experimentálních výsledků a budoucím možným cestám pokračování ve výzkumu. Protože se jedná o prvotní experiment, nejsou výsledky zpracovány statisticky.

Stav poznání

Vztah mezi pohybem a aktivitou mozku je jedním ze základních témat výzkumu v neurovědách. Nicméně výzkum, při kterém by byla snímána elektrická aktivita mozku metodami a technikami EEG při pohybu – konkrétně při tanci – je relativně úzkou a ne příliš probádanou doménou.

Následující textová část stručně uvádí již proběhlé studie, jež byly argumentem a motivací pro koncepci a realizaci naší studie, která se uskutečnila ve spolupráci se studenty Katedry tance Hudební a taneční fakulty Akademie múzických umění v Praze (HAMU).

V rámci studie byla zkoumána EEG aktivita s ohledem na vztah alfa aktivity a kreativního myšlení u profesionálních

tanečníků, kteří dosáhli vysoké odbornosti v oboru klasického nebo moderního tance, a také u začátečníků, kteří měli s tancem pouze základní zkušenosti [1]. EEG aktivita byla zaznamenána při plnění dvou různých tanečních předstáv, které se lišily v nárocích na kreativitu. V prvním případě byli účastníci instruuováni, aby mentálně simulovali tanec, který by měl být jedinečný a originální (taneční improvizace). V druhé úloze si představovali tančení waltzu, standardního tance, který zahrnuje sled monotónních kroků (nižší tvůrčí nároky). Během taneční improvizace vykazovali profesionální tanečníci více pravohemisférické alfa synchronizace než skupina začátečníků, zatímco při imaginárním tanci waltzu se žádné výrazné skupinové rozdíly neprojevovaly [1]. Zjištění doplňují a rozšiřují stávající poznatky o vztahu mezi EEG alfa aktivitou a kreativním myšlením.

Procesy motorické rezonance, k nimž dochází při pozorování jedince v rámci prováděné akce, mohou být modulovány získanými vizuomotorickými znalostmi. Ke zkoumání schopnosti automatického rozpoznání jemných rozdílů mezi velmi podobnými specifickými pohyby současného tance byly použity metody a techniky EEG a evokovaných potenciálů [2]. Účastníci byli zapojeni do úkolu zaměřeného na pozornost. Výsledky ukázaly, že získané taneční znalosti modifikují schopnost vizuálně kódovat komplexní pohyby celého těla.

Dále byla zkoumána kortikomuskulární koherence mezi EEG signálem ze senzomotorické kůry a elektromyografickým (EMG) signálem z pěti svalů horních končetin a čtyř svalů dolních končetin v kombinaci se změnou tréninku tanečníků klasického baletu. Studie mimo jiné prokázala, že koherence EEG–EMG signálů byla menší u tanečníků klasického tance než u netrénovaných subjektů, zejména ve svalech dolních končetin [3]. Tyto změny v kortikomuskulární koherenci související s tréninkem naznačují, že oscilační interakce

mezi senzomotorickou kůrou a kontrahujícími svaly lze změnit dlouhodobým specifickým tréninkem. Tato neurální adaptace může vést k jemnější kontrole svalové síly během stálé kontrakce [3].

Zkoumán byl také mechanismus neuronální zpětné vazby adolescentů a dopadu tréninku klasického baletu na jejich psychické zdraví [4]. Za pomoci EEG metody bylo ukázáno, že klasický balet s jeho specifickými pohyby dokáže účinně stabilizovat emoce dospívajících, posílí jejich psychické zdraví a zlepšit jejich schopnost ovládat chování.

Systematický výzkum dalších technologií zaznamenávání pohybu v tanci je k dispozici přibližně v 80 studiích, z nichž se většina týkala klasického baletu [5]. Autoři zaznamenali zejména využití technik snímání pohybu, silových desek, myografie a inerciálních senzorů. Konstatují také, že studií zabývajících se interakcí svalů a mozku u tanečníků je nedostatek. Byly nalezeny následující čtyři studie [6–9], které však nepoužívají EEG metodu. Autoři mimo jiné uvádějí, že vzhledem k potenciálu nových poznatků jsou další studie v této oblasti opodstatněné. Použití kvantitativních nástrojů pak otevírá perspektivu definování toho, co je považováno za „elitního“ tanečníka se všemi jeho schopnostmi a potenciálem.

Vývoj cenově dostupných technologií pro snímání elektrické aktivity mozku a absence systematického výzkumu v prostředí klasického tance zabývajících se vztahem pohybu a mozkové aktivity tak přinášejí do této oblasti nové perspektivy.

Franklinova metoda

F-M metoda vývojově vykrystalizovala z principů ideokineze obohacené o aktuální poznatky z oboru biomechaniky, fyzioterapie, kineziologie, sportovní vědy a taneční medicíny. F-M nepochybně formovaly také související skutečnosti jiných technik a principů, které se zabývají lidským tělem, pohybem, představami a jejich dopadem na orga-

nizmus. Patří mezi ně různé tělesně terapeutické metody, ideokineze, Alexandrova technika, autogenní trénink, funkční uvolnění, Feldenkreisova metoda, Body-Mind-Centering, eutonie, jóga či pilates. Společným jmenovatelem zmíněných výukových/terapeutických principů je práce s mentálními obrazy, které v přeneseném slova smyslu fungují jako „katalyzátor“ sloužící k dosažení změny, ať už na fyziologické, nebo na psychické úrovni [10].

F-M bazíruje na principech dynamické neurokognitivní imaginace (DNI – dynamic-neuro-cognitive imagery), která systematicky kombinuje představy s prováděným pohybem. Proces mentální aktivity se opírá o implementaci metaforických obrazů a analogií či anatomických obrazů do prováděného pohybu [10]. Specifikem F-M je dynamika užitých mentálních obrazů, které jsou bezprostředně integrovány do prováděného pohybu. Cílem je tedy dosáhnout reorganizace tělních struktur a pohybových vzorců skrze specifickou myšlenku, což vede k lepší a výhodnější svalové koordinaci, dynamickému držení těla a volnému a bezbolestnému pohybu. V neposlední řadě má práce s představami a mentálními obrazy motivační vliv na prováděný pohyb a celkovou psychosomatickou souhru např. při podávání sportovního či uměleckého výkonu.

F-M, pokud je správně praktikována, přispívá ke zlepšení kvality každodenního pohybu a také k technickému a mentálnímu zvládnutí fyzicky náročných prvků (taneční, sportovní a jiné specifické prostředí). Snižuje pravděpodobnost zranění a nežádoucích dlouhodobých zdravotních následků, které jsou výsledkem nesprávně prováděných pohybových vzorců.

Metody

Zařízení pro měření EEG signálu

V současné době existuje na trhu již širší škála jednoduchých, cenově dostupných nositelných EEG zařízení. Ta se liší např. v počtu a umístění elektrod, ergo-

nomii samotných zařízení, softwarové podpoře, dostupnosti a dokumentaci strojově zpracovatelných hrubých EEG dat.

Muse (RRID:SCR_014418) je jednou z těchto jednoduchých, komerčních, cenově dostupných nositelných čelenek určených pro základní měření EEG aktivity [11,12]. V tomto výzkumu byla používána verze Muse 2, která využívá dvě čelní elektrody (umístění AF7 a AF8 dle mezinárodního systému 10-20, vlevo a vpravo od reference), referenční elektrody (umístění Fpz) a dvě vodivé gumové ušní elektrody (umístění TP9 a TP10). Základní vzorkovací frekvence čelenky je 256 Hz. Čelenka Muse 2 je nastavitelná s ohledem na obvod hlavy a přes obecné pochybnosti o spolehlivosti podobných typů čelenek (zejména s ohledem na využívání omezeného počtu tzv. suchých elektrod, tj. elektrod, kde nejsou pro zvýšení vodivosti používány další, např. gelové přípravky, náchylnost čelních elektrod k artefaktům způsobeným mrkáním a pohybem, nutnosti přizpůsobení čelenky různým tvarům a velikostem hlavy a typům účesů) bylo prokázáno, že čelenka typu Muse je spolehlivě využitelná pro výzkumné experimentální úlohy [12]. Prokázalo se, že čelenku Muse lze úspěšně využít i pro detekci evokovaných potenciálů [13] a také pro vytvoření středně kvalitního detektoru lži. Čelenka typu Muse byla validována také v reálném experimentálním prostředí v případě hodnocení kognitivních a pozornostních procesů. Studie [14] prokázala, že je možné čelenku Muse použít jak ke zkoumání výkonové spektrální hustoty (PSD – power spectral density) ve všech frekvenčních pásmech, tak ke zkoumání individuální alfa frekvence a frontální alfa asymetrie. S ohledem na výsledky výše uvedených studií, cíl této studie a očekávatelné provozní potíže (zejména časové náročnosti aplikace gelových elektrod) jsme tak upustili (i v případě klidových fází experimentu) od srovnávacího měření pomocí standardního vícekanálo-

vého EEG přístroje, který byl využit např. ve studii Fink et al. [15], kde byly pro měření mozkové aktivity při kreativním myšlení využity EEG i fMR neurofyziologické metody měření. Z popisu zařízení typu Muse není přímo patrná jeho odolnost vůči vnějšímu (zejména elektromagnetickému) rušení, nicméně provedené studie neukazují ani na zvýšenou náchylnost zařízení Muse k tomuto typu rušení. Případné rušení z elektrické sítě je v rámci dalšího zpracování EEG signálu odstraněno pásmovou propustí.

Nástroje pro zpracování EEG dat

K získávání dat nebyly použity softwarové nástroje určené přímo pro čelenky typu Muse, ale softwarový nástroj Neuromore [16]. Neuromore je jednou z integrovaných neurotechnologických platforem určených pro práci s daty z nositelných biosenzorů a EEG zařízení. Obsahuje i rozhraní pro EEG zařízení typu Muse, takže data z čelenky Muse mohou být tímto nástrojem čtena a zapisována do CSV souborů. Kromě toho obsahuje Neuromore základní prostředky pro práci s daty, jako je Rychlá Fourierova transformace. Hrubá EEG data však byla po uložení do CSV formátu nástrojem Neuromore zpracována softwarovým nástrojem EEGLab [17]. EEGLab je interaktivní sada nástrojů Matlabu pro zpracování kontinuálních a s událostmi souvisejících EEG, MEG a dalších elektrofyziologických dat; zahrnuje např. analýzu nezávislých složek (ICA – independent component analysis), časovou a frekvenční analýzu, detekování a odstranění artefaktů a vizualizace zpracovaných dat.

Experiment

Cílená mozková aktivita, zejména schopnost věnovat pozornost (schopnost koncentrace) aktivitám a mentálním obrazům, je důležitým předpokladem pro vykonávání pohybů. V tomto prvotním experimentu byla zkoumána použitelnost nositelných, cenově dostupných EEG zařízení v reálném prostředí pro zís-

kávání a vyhodnocování základní mozkové aktivity. Konkrétně byly zkoumány změny základní mozkové frekvence při klidové aktivitě, imaginaci a provádění soustředěných či nesoustředěných tanečních pohybů s předpokladem, že při soustředěné imaginaci a soustředěném tanečním pohybu dojde ke zvýšení základní mozkové frekvence a přesunu mozkové aktivity do beta frekvenčního pásma.

Experimentální protokol

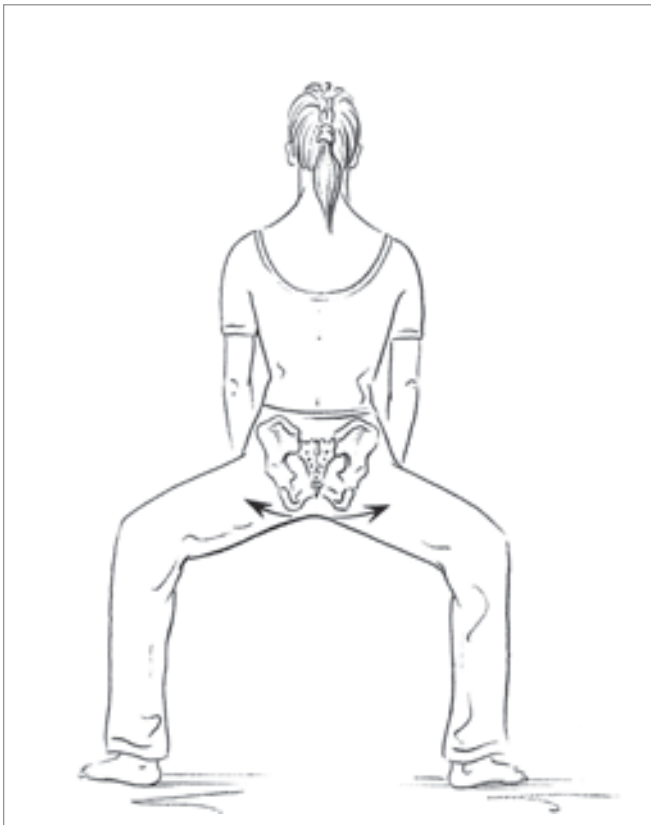
Návrh experimentálního protokolu se soustředí na rozlišení klidových fází (tj. fází bez pohybu) a tanečních pohybů a dále na rozlišení fází relaxace a soustředění (imaginace, taneční pohyb). Experimentální protokol se tak skládá ze čtyř, posléze pěti fází (vysvětleno níže). Na počátku experimentu byli účastníci seznámeni s podstatou experimentu, experimentálním scénářem a použitou technologií. Studie byla od počátku anonymizována, získaná metadata zahrnovala pouze pohlaví a datum narození účastníků ve formátu měsíc a rok.

Jednotlivé fáze experimentu:

1. Nesoustředěné pozorování – úkolem účastníků je relaxovat (lelkovat), tj. být nesoustředěně přítomný/á bez prováděného pohybu.
2. Imaginativní koncentrace – soustředění se na mentální obraz E. Franklina bez prováděného pohybu.
3. Standardní taneční pohyb prováděný automaticky, tj. bez soustředění se na jeho vědomé provádění.
4. Aktivní koncentrace – vědomé soustředění se na mentální obraz E. Franklina v kombinaci s tanečním pohybem (prvkem *plié*).
5. Soustředěná koncentrace na účastníkem vybraný objekt (situaci), který nesouvisí přímo s tanečním pohybem či jeho imaginací.

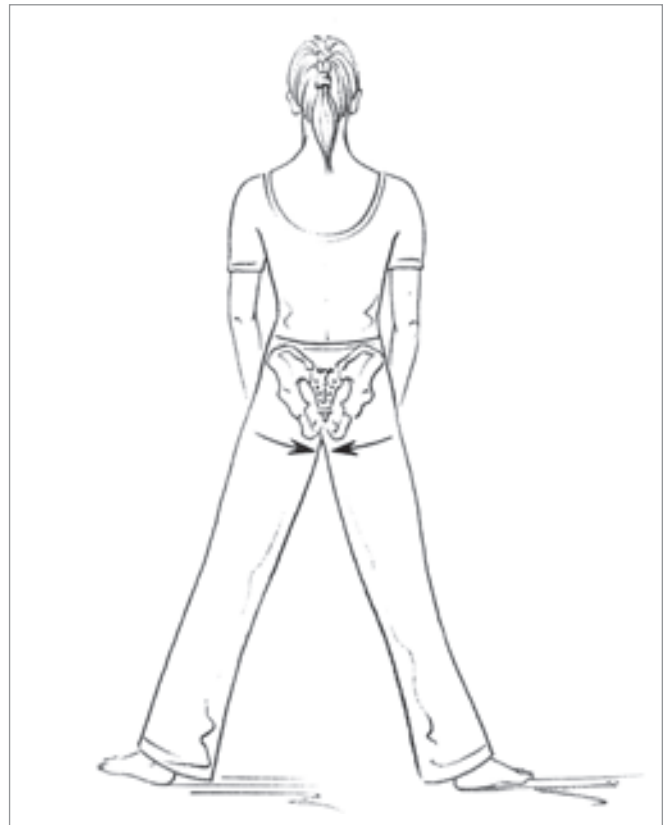
Nesoustředěné pozorování (lelkování)

V první fázi bylo důležité, aby účastníci nezaměřovali pozornost na konkrétní



Obr. 1a. Plié – pokrčování kolen, vizualizace od sebe se oddalujících sedacích kostí (Zdroj: E. Franklin).

Fig. 1a. Plié – bending knees, visualization of the ischial bones moving apart (Source: E. Franklin).



Obr. 1b. Propínání kolen, vizualizace přibližování sedacích kostí k sobě navzájem (Zdroj: E. Franklin).

Fig. 1b. Stretching of the knees, visualization of the ischial bones getting closer to each other (Source: E. Franklin).

objekty či situace. Po zaujmutí neutrální pohodlné pozice (vsedě/vestoje) bylo jejich úkolem zůstat svou pozorností v přítomném okamžiku, zůstat ve stavu neutrálního vnímání sebe sama v dané situaci a v daném prostředí. Cílem bylo, aby myšlenky účastníků nepřesáhly tuto vnímanou skutečnost. Stav „lelkování“, který byl předmětem první fáze měření, tedy výstižně popisuje stav mysli při pouhém nesoustředěném pozorování a nezáčastněném přihlížení.

Imaginativní koncentrace – soustředění se na mentální obraz E. Franklina bez prováděného pohybu

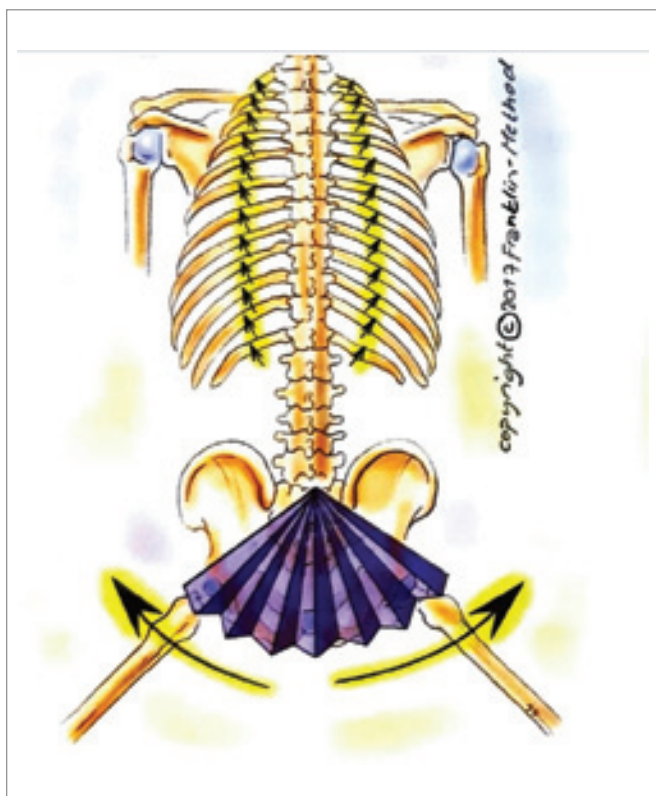
Ve druhé fázi experimentu byl účastníkům předložen jeden z mentálních obrazů E. Franklina, který se významově – analogicky i anatomicky – dotýká tanečního prvku *plié* (v tomto pří-

padě hovoříme o flexi a následné extenzi obou kolen současně) [18]. Obraz s metaforou dynamicky se otevírajícího a zavírajícího vějíře je v tomto vyobrazení integrován do těla jakožto symbolika pohybu pánevních kostí při flexi a extenzi kolenních kloubů (obr. 1a,b). Metafora vějíře je znázorněna vertikálně s rukojetí umístěnou směrem nahoru a otevírající se částí směrem dolů. Pohybový princip otevírajícího se vějíře lze připodobnit a synchronizovat s pohybem otevírajících se hrbolů sedacích kostí při flexi kolenních kloubů [19]. Při extenzi kolenních kloubů dochází k přiblížení hrbolů sedacích kostí k sobě navzájem, což stimuluje mentální obraz zavírajícího se vějíře. Přeneseně lze tuto analogii vnímat jako podpůrnou obrazovou představu, která tělu nabízí impuls pro vědomé provádění pohybu a zlepšení jeho kvality a energetické ekonomizace (obr. 2). Za-

jímalo nás, jak bude fungovat koncentrace účastníků v tak specifické situaci na tak specifický objekt a jakým způsobem obraz ovlivní jejich mozkovou frekvenci. V neposlední řadě nás zajímalo, zda je možné pohyb pouze vizualizovat/představovat si ho, aniž by jej studenti reálně prováděli.

Standardní taneční pohyb prováděný automaticky, tj. bez soustředění se na jeho vědomé provádění

Třetí část experimentu je možné definovat jako fázi čistě motorickou bez aplikace jakýchkoliv kognitivních či jiných metodicko-technických a imaginativních principů a souvislostí. Jednalo se o provedení pohybu *plié* v několikerém opakování za sebou, a to bez jakékoliv myšlenky, která by se dotýkala činnosti měřeného účastníka. Také zde bylo



Obr. 2. Metaforická představa pánve – vějíř otevírající se při pokrčování kolen (Source: E. Franklin).

Fig. 2. Metaphorical representation of the pelvis – fan opening during bending knees (Source: E. Franklin).

cílem sledovat mozkové frekvence při prováděném pohybu (a vyhodnotit kvalitu dat z nositelného EEG zařízení použitého při pohybu) a pohybovou kvalitu zadaného prvku.

Aktivní koncentrace – soustředění se na mentální obraz E. Franklina v kombinaci s tanečním pohybem

Cílem čtvrté fáze experimentu bylo propojení specifické myšlenky s pohybem *plié*. Účastníci opět prováděli pohybový prvek *plié* několikrát za sebou, přičemž do pohybu aplikovali myšlenku otevírajícího a zavírajícího se vějíře (vědomá pozornost). Tento krok byl důležitým momentem pro sledování situace v její komplexnosti, jak reaguje mozek na specifický podnět, který účastníci samostatně vizualizovali, a jak reaguje tělo na konkrétní myšlenku, resp. jak cílená myšlenka ovlivní pohybovou kvalitu.

V průběhu pohybových fází jsme pořizovali videonahrávky pro zachování materiálu a pro možnost zpětného posuzování a hodnocení pohybového rozsahu a kvality (obr. 3).

Vědomá pozornost – koncentrace „jiného žánru“

Poslední fází experimentu (tato fáze je dodatečným rozšířením experimentu, byla aplikována pouze v druhé etapě měření u osmi účastníků experimentu) bylo sledování mozkové aktivity při myšlenkovém procesu nesouvisejícím s předešlým mentálním obrazem vějíře, pohybem *plié* ani jinými aspekty dotýkajícími se této problematiky. Účastníci si sami volili druh a oblast vědomého soustředění (např. výpočet číselných řad). V tomto případě nás zajímalo, zda bude frekvenční charakteristika elektrické aktivity mozku stejná jako v případě koncentrace na obraz s vějířem.



Obr. 3. Studentka Katedry tance HAMU provádějící prvek *plié* s EEG měřicím přístrojem Muse.

Fig. 3. Student of the Dance department of Music Academy of Performing Arts in Prague performing a *plié* with EEG device Muse.

Účastníci experimentu

Účastníky experimentu bylo 16 studentek a studentů Katedry tance HAMU v Praze, kteří byli v předchozí výuce uvedeni do problematiky užití imaginace a základních principů F-M. Věkové rozpětí zkoumané skupiny bylo 20–31 let, přičemž převažujícím pohlavím byly ženy (14 žen, 2 muži). I přes různorodost zkoumané skupiny co do oborové specializace (pedagogika tance, choreografie, taneční věda, klasický tanec, moderní tanec, lidový tanec) či míry zkušenosti v oblasti F-M se jednalo o homogenní skupinu studentů disponující profesionálními pohybovými, kognitivními a technickými znalostmi a dovednostmi (vycházíme-li z tanečního a umělecko-vědního prostředí nebo jiného souvisejícího backgroundu).

Z pohledu dlouhodobých zkušeností s F-M byla skupina měřených studentů velmi různorodá. Někteří měli s metodou teoretickou i praktickou zkušenost,

Tab. 1. Výsledná kvalita zpracovaného EEG signálu uvedeného po jednotlivých účastnících experimentu (U1–U16), elektrodách (AF7 a AF8) a fázích (fáze 1–5).

Tab. 1. The resulting quality of the processed EEG signal shown by individual experiment participants (U1–U16), electrodes (AF7 and AF8) and phases (phase 1–5).

	Fáze 1		Fáze 2		Fáze 3		Fáze 4		Fáze 5	
	AF7	AF8	AF7	AF8	AF7	AF8	AF7	AF8	AF7	AF8
U1	M	M	M	M	M	M	M	M	–	–
U2	L	L	L	L	L	L	L	L	–	–
U3	M	M	H	H	H	M	H	M	–	–
U4	M	M	M	M	M	M	M	M	–	–
U5	M	M	L	M	M	M	L	M	–	–
U6	M	H	L	H	L	M	L	H	–	–
U7	M	M	H	H	L	H	M	H	–	–
U8	M	M	L	L	L	L	L	L	–	–
U9	H	L	H	L	H	L	H	L	H	L
U10	H	L	M	L	H	M	H	M	H	L
U11	M	M	H	M	H	H	M	M	M	M
U12	H	L	M	L	H	L	M	L	M	L
U13	M	L	M	L	H	L	H	L	H	L
U14	H	H	H	L	H	H	H	H	H	H
U15	H	L	H	M	H	L	H	L	H	L
U16	H	H	M	M	H	L	H	M	H	H

H – vysoká kvalita signálu, L – nízká kvalita signálu, M – střední kvalita signálu

jiní byli teprve čerstvě seznámeni se základními principy. Přesto bylo z rozhovorů patrné, že si účastníci uvědomují vliv myšlenek, emocí či cílených mentálních cvičení na držení těla, kvalitu pohybu a jeho efektivitu.

Průběh experimentu

V březnu a květnu roku 2023 jsme celkem ve dvou etapách zrealizovali studii, ve které byla měřena mozková aktivita účastníků dle scénáře uvedeného výše (v první etapě proběhly pouze první čtyři fáze experimentu, ve druhé etapě proběhlo všech pět fází experimentu). Následně jsme vyhodnotili získaná data s cílem ověřit koncepční a praktickou realizovatelnost zvoleného řešení měření mozkové aktivity.

Praktické měření mozkové činnosti účastníků proběhlo na půdě Hartigovského paláce Taneční fakulty HAMU

v Praze v místnosti standardně vybavené běžnými zdroji elektromagnetického rušení. Každé etapy experimentu se zúčastnilo osm účastníků. Na měření každého účastníka připadl časový blok v délce cca 10–15 min (součástí tohoto bloku bylo i vysvětlování podstaty a jednotlivých fází experimentu, délka každé experimentální fáze byla stanovena na 30 s (délka experimentální fáze byla stanovena s ohledem na zkušenost s prvními dvěma měřeními; u těchto měření byly jednotlivé fáze experimentu stanoveny na 60 s a 45 s).

Na základě průběhu a výsledků z první etapy experimentu bylo v jeho druhé etapě více dbáno na správné umístění a „fixaci“ zařízení Muse na čele každého účastníka.

Experimentální nastavení

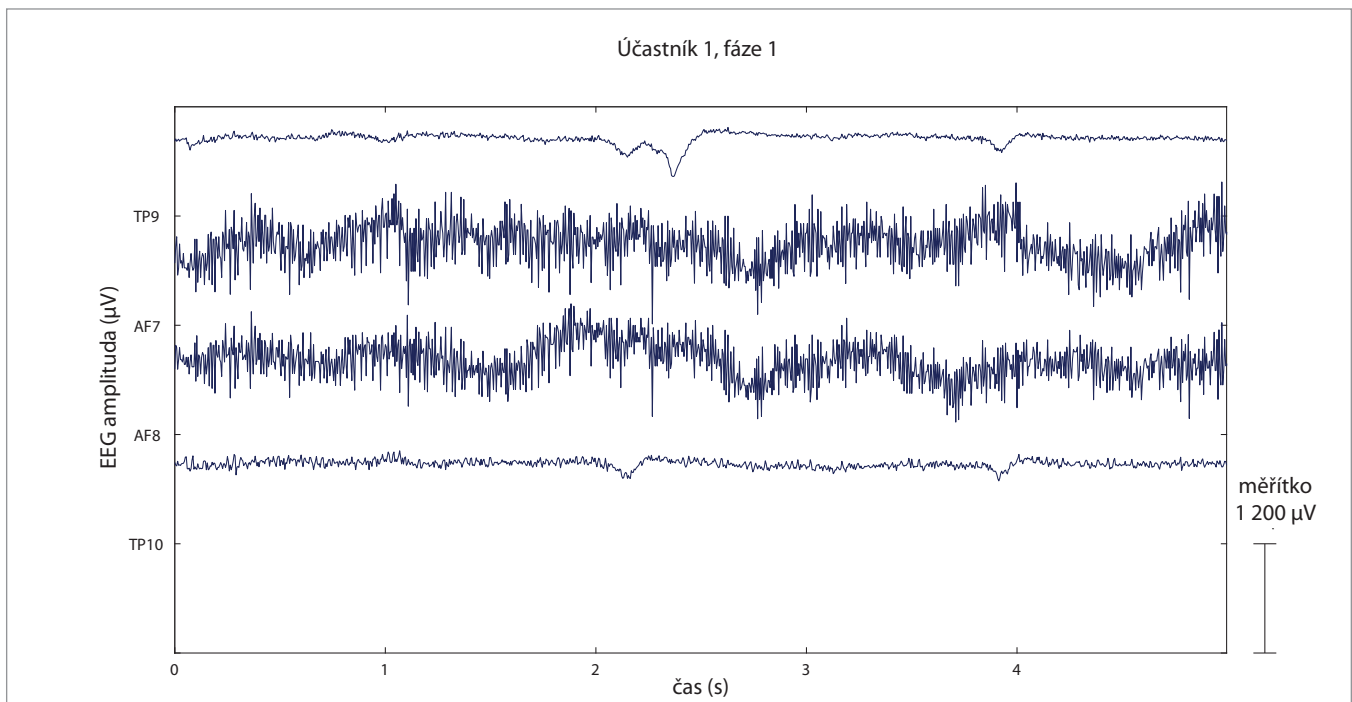
Při samotném experimentu byly integrovány výstupy z čelky Muse 2 snímající

EEG signál se softwarovým nástrojem Neuromore, vzorkovací frekvence byla ponechána v defaultním nastavení integrace na hodnotě 220 Hz. Kromě hrubého EEG signálu byly snímány i hodnoty z akcelerometru, ty však nebyly využity při dalším zpracování dat. Nástroj Neuromore umožňuje přímé zobrazení výsledků experimentu (zobrazení hrubých dat i dalších datových transformací), nicméně hrubá data byla znovu zpracována v nástroji EEGLAB (EEGLAB obsahuje plugin pro načítání dat z čelky Muse).

Zpracování dat

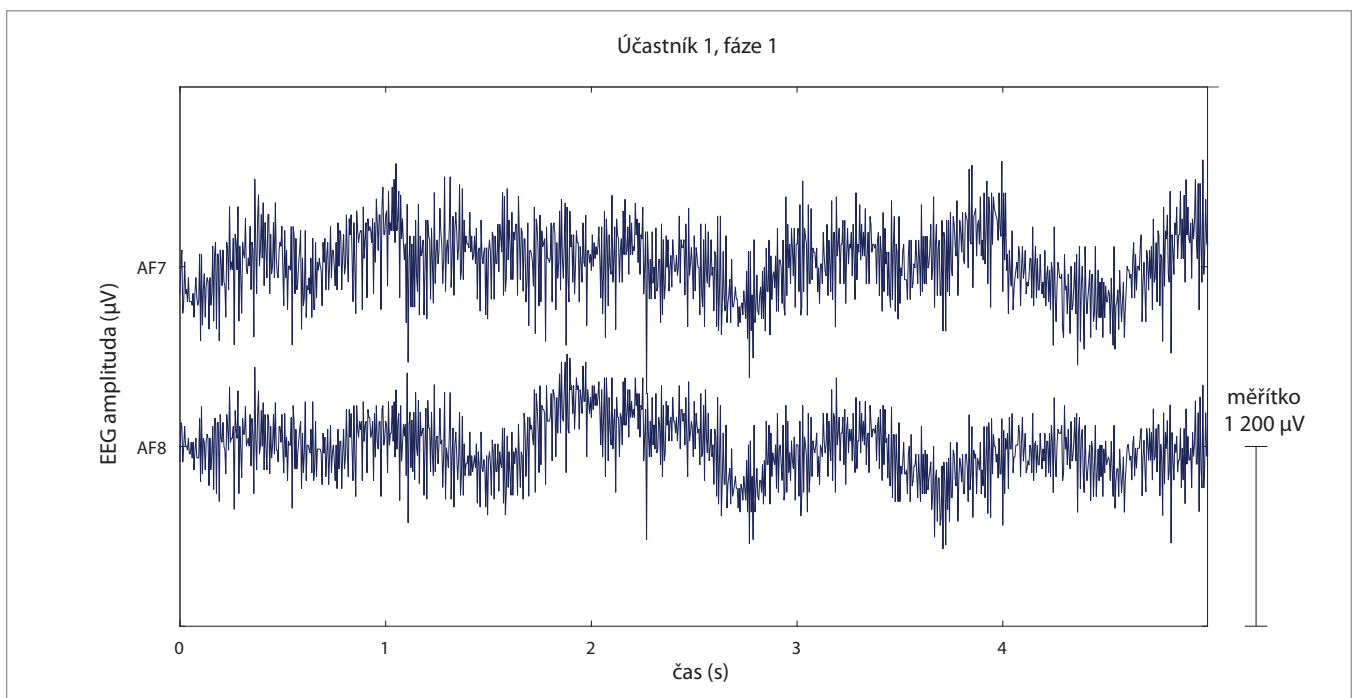
Zpracování EEG signálu je komplexní proces zahrnující:

- načtení Muse dat do EEGLAB, načtený EEG signál je v mikrovoltech (μV) [20];
- předzpracování signálu, tj. výběr kanálů (vybrány kanály AF7 a AF8, s elek-



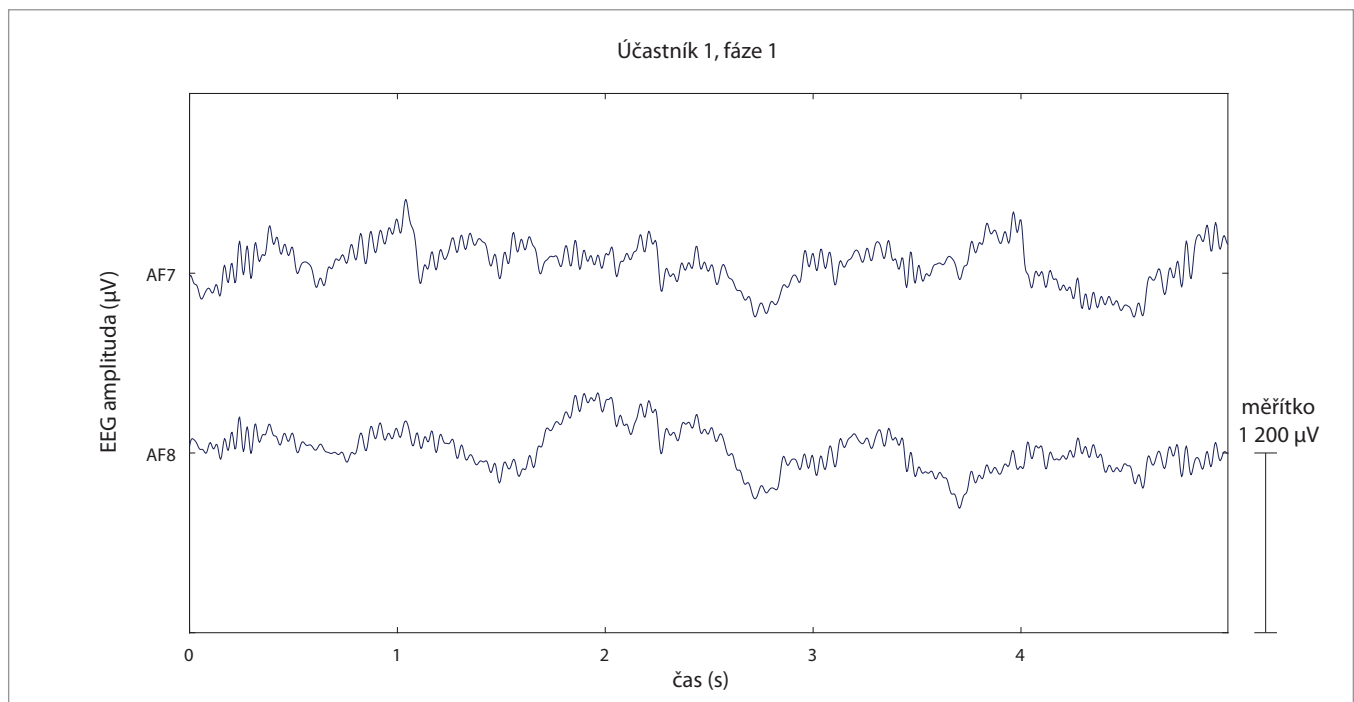
Obr. 4. Účastník 1, fáze 1, hrubá data ze čtyř elektrod (TP9, AF7, AF8, TP10), prvních 5 s signálu, bez korekce baseline, signál nefiltrován (na obrázku je patrné rušení/artefakty zejména na elektrodách TP9 a TP10, signál z nich není dále analyzován).

Fig. 4. Participant 1, phase 1, raw data from four electrodes (TP9, AF7, AF8, TP10), the first five sec of the signal, without baseline correction, the signal is not filtered (the figure shows noise/artifacts especially on electrodes TP9 and TP10, the signal from them is not further analyzed).



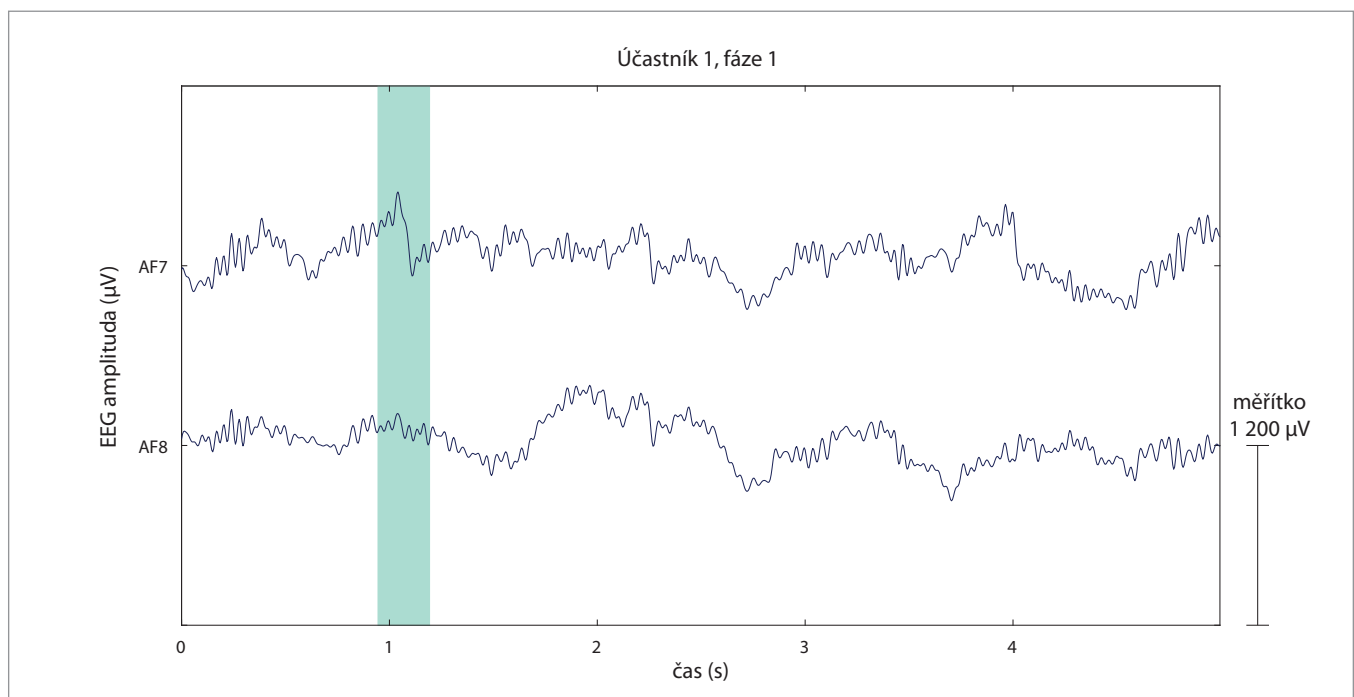
Obr. 5. Účastník 1, fáze 1, hrubá data ze dvou elektrod (AF7, AF8), prvních 5 s signálu, provedena korekce baseline, signál nefiltrován, signál má větší amplitudu než je amplituda očekávaná.

Fig. 5. Participant 1, phase 1, raw data from two electrodes (AF7, AF8), first 5 sec of the signal, baseline correction performed, the signal is not filtered and has a larger amplitude than expected.



Obr. 6. Účastník 1, fáze 1, hrubá data ze dvou elektrod (AF7, AF8), prvních 5 s signálu, provedena korekce baseline, filtrace pásmovou propustí 0,1–30 Hz, signál má větší amplitudu než je amplituda očekávaná.

Fig. 6. Participant 1, phase 1, raw data from two electrodes (AF7, AF8), first 5 sec of the signal, baseline correction performed, bandpass filtering 0.1–30 Hz, the signal has a larger amplitude than expected.

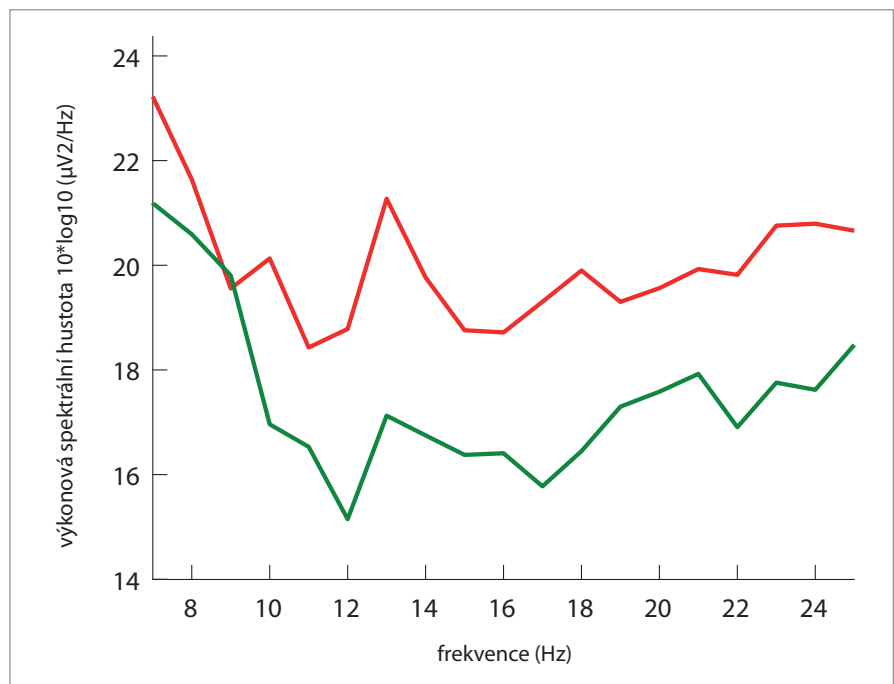


Obr. 7. Účastník 1, fáze 1, hrubá data ze dvou elektrod (AF7, AF8), prvních 5 s signálu, provedena korekce baseline, filtrace pásmovým filtrem 0,1–30 Hz, zelenou barvou je znázorněn první úsek s odstraněnými artefakty (zde artefakt na elektrodě AF7).

Fig. 7. Participant 1, phase 1, raw data from two electrodes (AF7, AF8), first 5 sec of the signal, baseline correction performed, filtering with a 0.1–30 Hz bandpass filter, the first section with removed artifacts is marked in green (here, the artifact on electrode AF7).

Graf 1. Účastník 1, fáze 1, výkonová spektrální hustota (elektrody AF7, AF8), celý časový rozsah signálu (po odstranění artefaktů), znázorněny frekvence v rozsahu 7–25 Hz, provedena korekce baseline, filtrace pásmovým filtrem 0,1–30 Hz, odstranění artefaktů, červenou barvou elektroda AF7, zelenou barvou elektroda AF8, patrná vyšší výkonová spektrální hustota v nižších frekvencích pásma alfa.

Graph 1. Participant 1, phase 1, spectral power density (electrodes AF7, AF8), whole time range of signal (after removing artifacts), shown frequencies in the range of 7–25 Hz, baseline correction performed, filtering with a 0.1–30 Hz bandpass filter, removal of artifacts, electrode AF7 in red, electrode AF8 in green, noticeable higher spectral power density in the lower frequencies of the alpha band.



trodou Fpz použitou jako referenční elektroda);

- zkrácení úseku zpracovávaného signálu na 30 s;
- korekce baseline (odstranění konstantního offsetu/napěťové úrovně z EEG dat) – ten bývá způsoben mnoha důvody, např. vysokou impedancí mezi elektrodou a povrchem hlavy či nepřesnou kalibrací EEG záznamového zařízení; v případě Muse zařízení je dokumentován defaultní DC offset [21];
- filtrace (použit pásmový FIR filtr 0,1–30 Hz), která kromě omezení signálu na frekvence, které jsou předmětem zájmu, odstraní i případné rušení z elektrické sítě;
- odstranění artefaktů (EEG záznam běžně obsahuje šum a fyziologické artefakty, typicky mrkání očí a pohyby, a nefyziologické artefakty, typicky elektrické rušení). K odstranění artefaktů byla s ohledem na relativně malé množství dat použita vizuální inspekce artefaktů, části signálu obsahující artefakty byly odstraněny; s ohledem na cíle analýzy nebylo nutné se pokoušet signál rekonstruovat;
- spektrální analýza EEG signálu – PSD je v EEGLAB spočítána pomocí Welchovy

metody (velikost Hammingovo okna je 128 vzorků bez překrytí); všechny hodnoty signálu jsou pro výpočet použity.

PSD je fyzikální a matematický koncept, který se používá k popisu rozložení výkonu nebo energie v signálu v závislosti na frekvenci. Měří, jak jsou výkon nebo energie signálu distribuovány přes různé frekvenční složky. PSD je na obrázcích prezentována po logaritmické transformaci. Použití logaritmu umožňuje lépe vizualizovat široký rozsah hodnot PSD, rozdílů mezi různými frekvenčními pásmy a lépe koresponduje s lidským vnímáním.

Výsledky

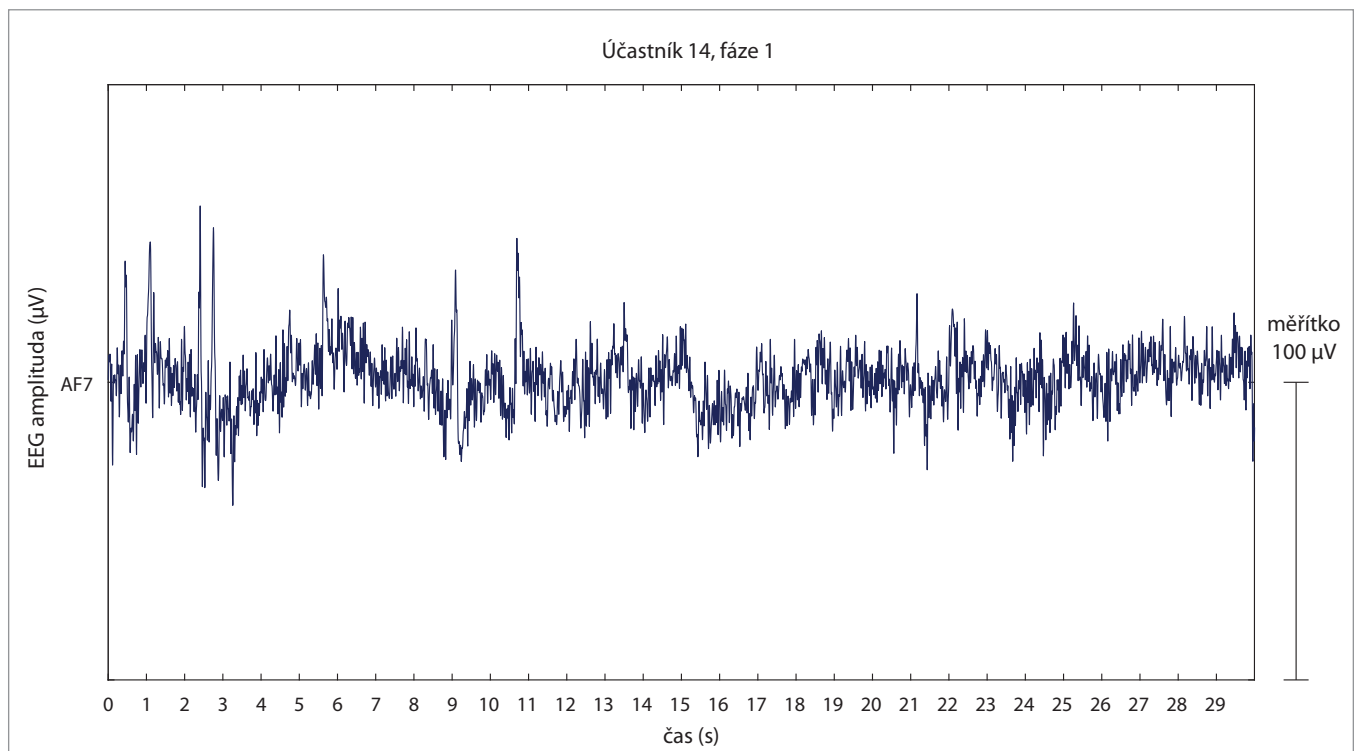
Byla zpracována hrubá EEG data všech 16 účastníků; byl aplikován postup zpracování signálu popsany výše.

V tab. 1 je vyhodnocena kvalita EEG dat po jejich zpracování (a to zvláště u EEG signálu z jednotlivých elektrod v jednotlivých fázích u jednotlivých účastníků). Pro zjednodušení byla výsledná kvalita EEG signálu rozdělena do následujících podskupin:

- nízká kvalita signálu (L) – signál je rušen do té míry, že jeho další zpracování není možné (signál má typicky vysokou/vyšší než předpokládanou amplitudu a/nebo poměr zjevných artefaktů k celkové délce signálu je vyšší než cca 50 %);
- střední kvalita signálu (M) – signál je rušen, jeho další zpracování je možné, nicméně náročné (signál má typicky vysokou/vyšší než předpokládanou amplitudu a/nebo poměr zjevných artefaktů k celkové délce signálu je vyšší než cca 30 %, ale nižší než cca 50 %);
- vysoká kvalita signálu (H) – signál je málo rušen, jeho další zpracování je vhodné (signál má typicky nízkou/předpokládanou amplitudu a/nebo poměr zjevných artefaktů k celkové délce signálu je nižší než cca 30 %).

Z tab. 1 je patrné následující:

- u dvou účastníků experimentu (konkrétně U2 a U8) je kvalita signálu ve všech či většině fází nízká, data těchto dvou účastníků nebyla z důvodu velkého množství artefaktů dále zpracovávána; u ostatních účastníků experimentu nepřekročil poměr od-

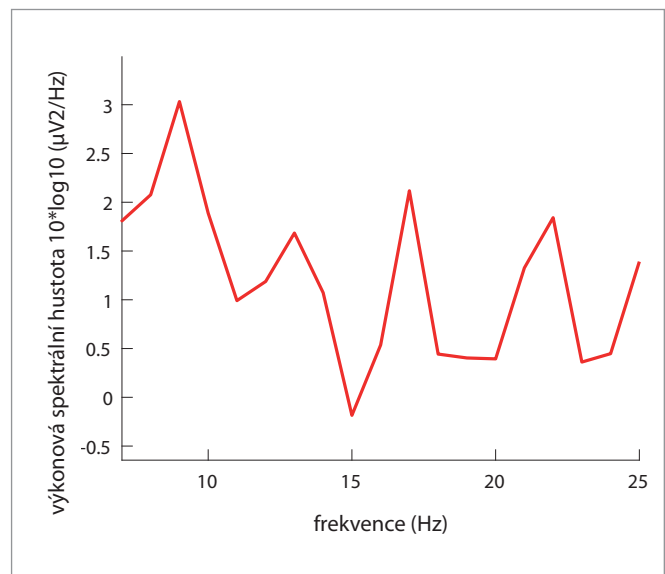


Graf 2a. Účastník 14, fáze 1, hrubá data z elektrody AF7, provedena korekce baseline, filtrace pásmovým filtrem 0,1–30 Hz, celý časový rozsah signálu bez odstranění artefaktů, měřítko pro kanál AF7 v µV.

Graph 2a. Participant 14, phase 1, raw data from electrode AF7, baseline correction performed, filtering with a 0.1–30 Hz bandpass filter, whole time range of signal (before removing artifacts), scale for channel AF7 in µVs.

Graf 2b. Účastník 14, fáze 1, výkonová spektrální hustota (elektroda AF7), celý časový rozsah signálu (po odstranění artefaktů), znázorněny frekvence v rozsahu 7–25 Hz, provedena korekce baseline, filtrace pásmovým filtrem 0,1–30 Hz, odstraněné artefakty.

Graph 2b. Participant 14, phase 1, spectral power density (electrode AF7), whole time range of signal (after removing artifacts), frequencies in the range 7–25 Hz shown, baseline correction performed, filtering with a 0.1–30 Hz bandpass filter, removed artifacts.



straněného signálu z důvodu výskytu artefaktů hranici 50 % alespoň u jedné z elektrod, a to u všech fází;

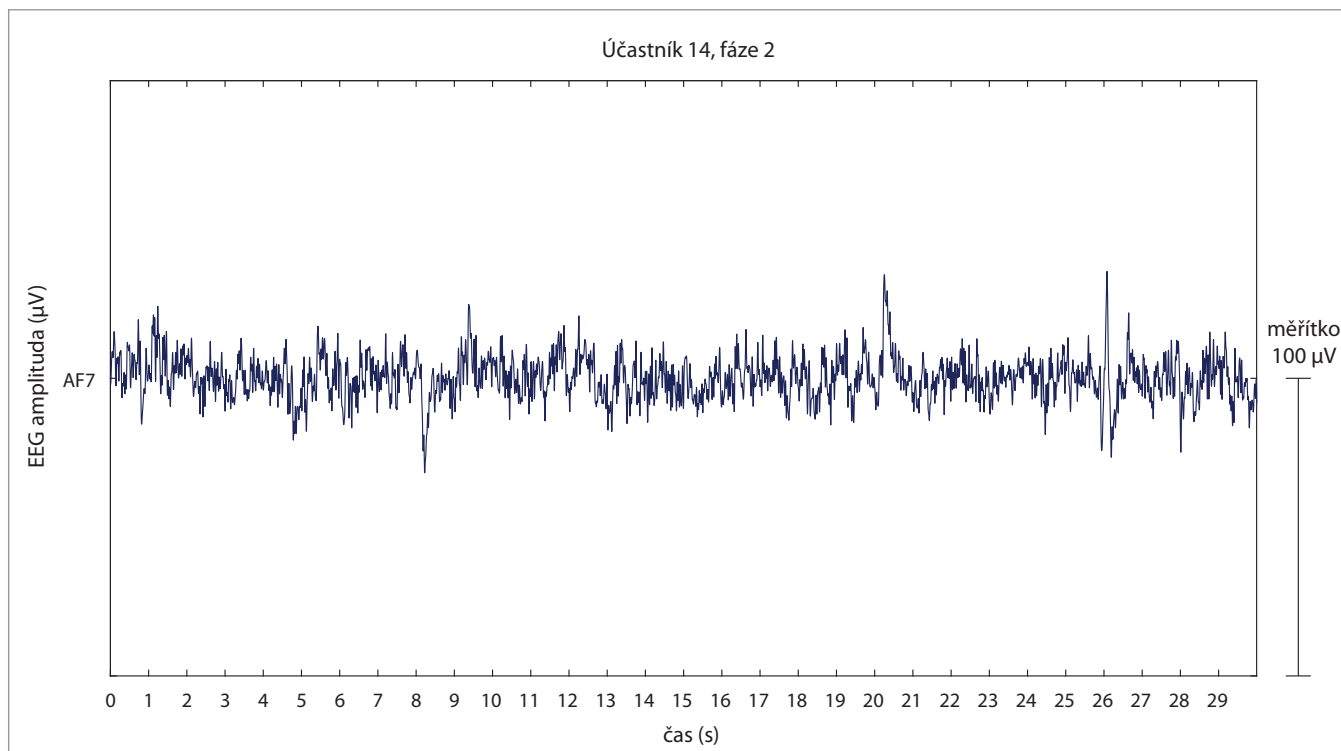
- v druhé etapě experimentu (účastníci U9–U16) je nápadně kvalitnější signál získávaný z elektrody AF7 (patrně zejména u účastníků U9, U10, U12, U13, U15);
- v druhé etapě experimentu je signál získávaný z elektrody AF7 kvalitnější

než signál získávaný z této elektrody v první etapě experimentu (účastníci U1–U8), oproti tomu je v první etapě experimentu kvalitnější signál získávaný z elektrody AF8;

- celkově je signál v druhé etapě kvalitnější než signál získávaný v první etapě experimentu;
- amplituda signálu je zejména na elektrodách s méně kvalitním signá-

lem větší než amplituda očekávaná (až stovky µV oproti očekávaným desítkám µV).

Z pohledu analýzy výsledků je překvapující rozdílná kvalita signálu na elektrodách AF7 a AF8 v obou etapách experimentu. Nízká kvalita signálu na jedné z elektrod se většinou nezměnila ani v případech, že byla detekována již v průběhu experimentu, účastník na

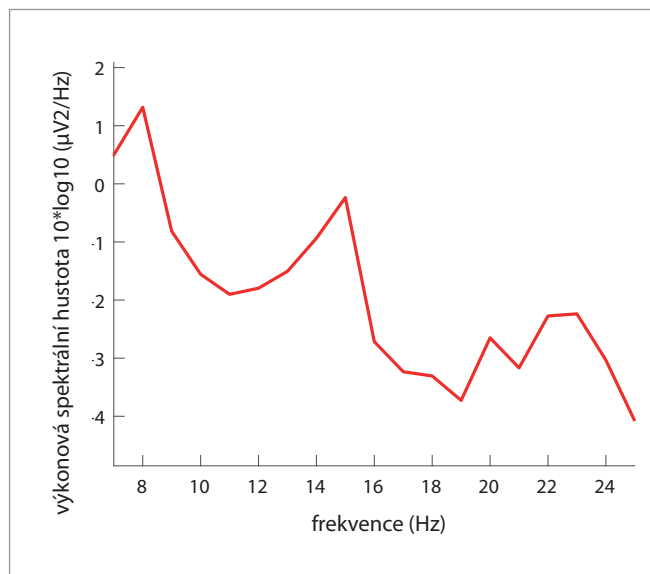


Graf 3a. Účastník 14, fáze 2, hrubá data z elektrody AF7, provedena korekce baseline, filtrace pásmovým filtrem 0,1–30 Hz, celý časový rozsah signálu bez odstranění artefaktů, měřítko pro kanál AF7 v μV .

Graph 3a. Participant 14, phase 2, raw data from electrode AF7, baseline correction performed, filtering with a 0.1–30 Hz bandpass filter, whole time range of signal (before removing artifacts), scale for channel AF7 in μVs .

Graf 3b. Účastník 14, fáze 2, výkonová spektrální hustota (elektroda AF7), celý časový rozsah signálu (po odstranění artefaktů), znázorněny frekvence v rozsahu 7–25 Hz, provedena korekce baseline, filtrace pásmovým filtrem 0,1–30 Hz, odstraněné artefakty.

Graph 3b. Participant 14, phase 2, spectral power density (electrode AF7), whole time range of signal (after removing artifacts), frequencies in the range 7–25 Hz shown, baseline correction performed, filtering with a 0.1–30 Hz bandpass filter, removed artifacts.



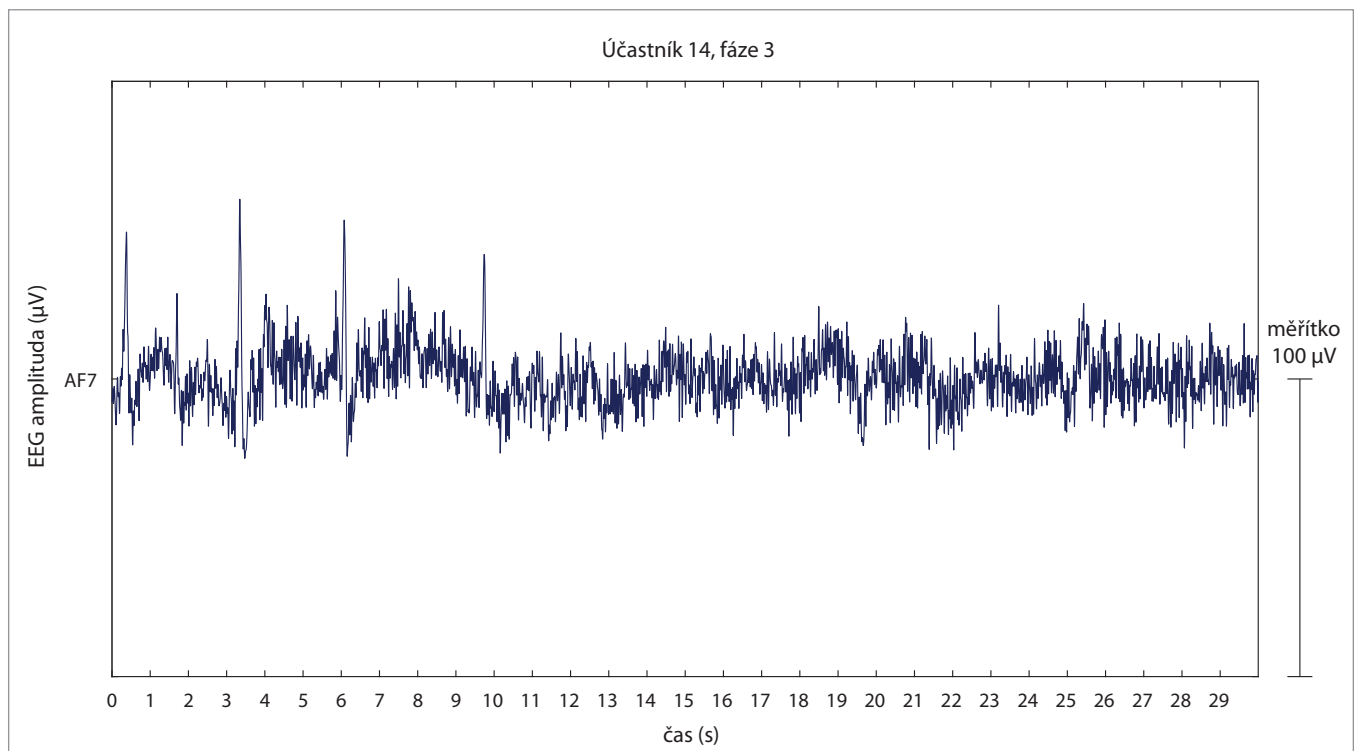
ni byl upozorněn a došlo k reflexaci EEG zařízení.

Pro další zpracování byla vybrána data 14 účastníků experimentu (kromě účastníků U2 a U8), u účastníků U1, U3, U4, U9–U16 byl zpracováván signál z elektrody AF7, u účastníků U5–U7 pak signál z elektrody AF8. S ohledem na to, že v průběhu experimentu nezkoumáme možný průběh a výsledky související s la-

teralitou ani neporovnáváme EEG signál mezi různými účastníky a elektrodami, můžeme si toto zjednodušení dovolit.

Níže jsou uvedeny obr. ilustrující zpracování signálu účastníka U1 (pro znázornění postupu zpracování signálu byl vybrán účastník 1 s průměrnou kvalitou signálu na všech elektrodách ve všech čtyřech fázích experimentu). Obr. 4 představuje data ze všech čtyř

elektrod EEG zařízení Muse: AF7, AF8, TP9 a TP10 ve fázi 1, z obrázku je patrné rušení/artefakty zejména na elektrodách TP9 a TP10; signál z nich není dále analyzován. Na obr. 5 je pak signál pouze ze dvou elektrod AF7 a AF8 po korekci baseline (odstraněn offset signálu). Signál má větší amplitudu (ve stovkách μV), než je amplituda očekávaná (v desítkách μV). I tento signál obsahuje arte-

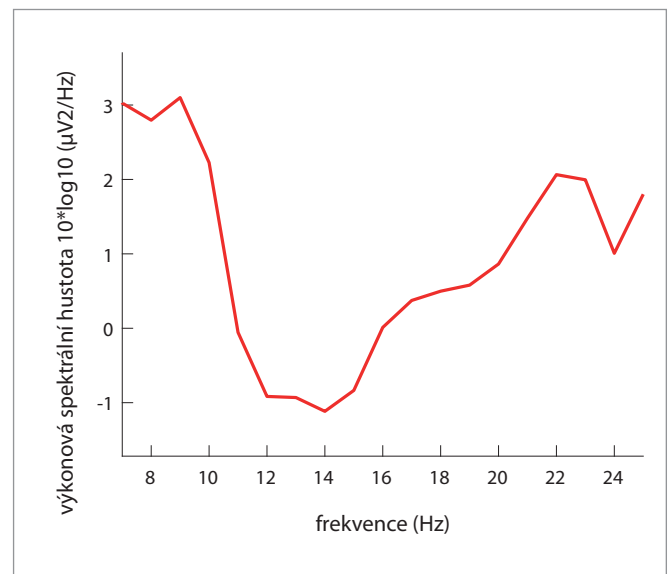


Graf 4a. Účastník 14, fáze 3, hrubá data z elektrody AF7, provedena korekce baseline, filtrace pásmovým filtrem 0,1–30 Hz, celý časový rozsah signálu bez odstranění artefaktů, měřítko pro kanál AF7 v µV.

Graph 4a. Participant 14, phase 3, raw data from electrode AF7, baseline correction performed, filtering with a 0.1–30 Hz bandpass filter, whole time range of signal (before removing artifacts), scale for channel AF7 in µVs.

Graf 4b. Účastník 14, fáze 3, výkonová spektrální hustota (elektroda AF7), celý časový rozsah signálu (po odstranění artefaktů), znázorněny frekvence v rozsahu 7–25 Hz, provedena korekce baseline, filtrace pásmovým filtrem 0,1–30 Hz, odstraněné artefakty.

Graph 4b. Participant 14, phase 3, spectral power density (electrode AF7), whole time range of signal (after removing artifacts), frequencies in the range 7–25 Hz shown, baseline correction performed, filtering with a 0.1–30 Hz bandpass filter, removed artifacts.

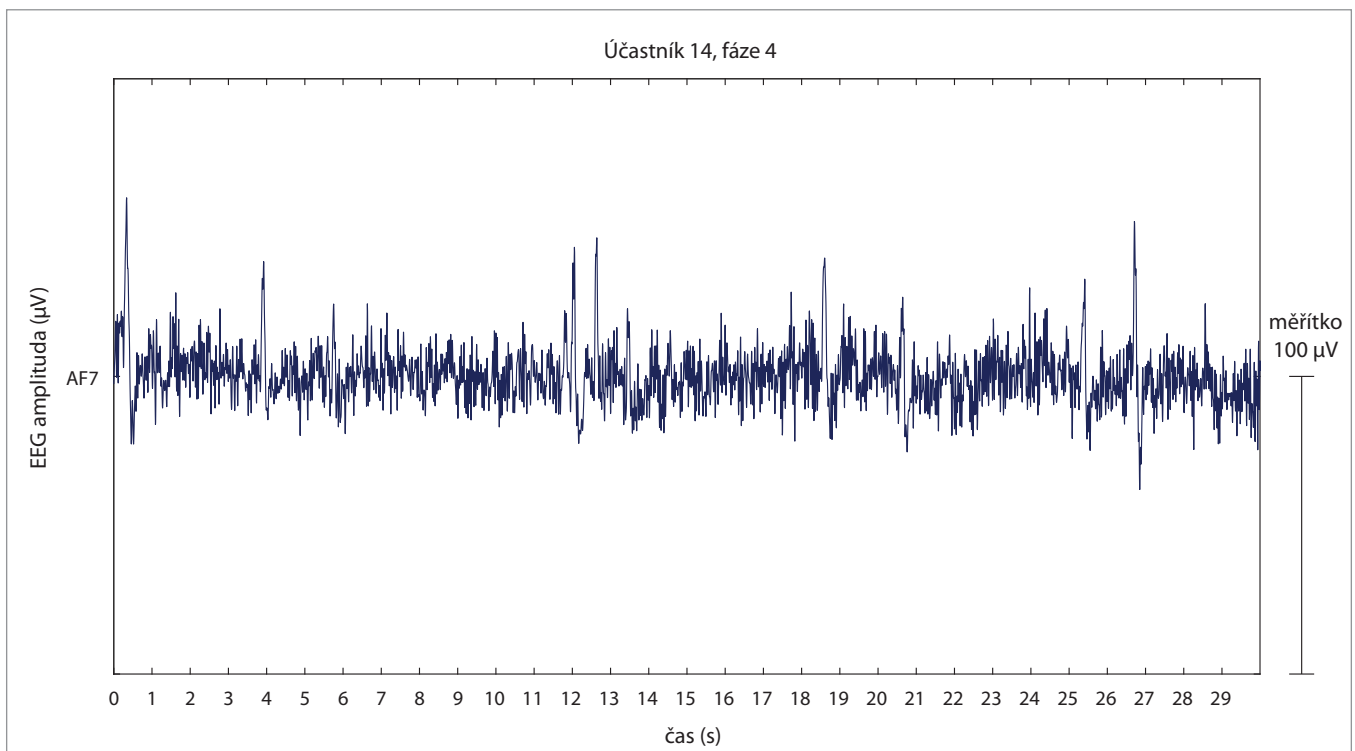


fakty způsobené vyššími frekvencemi (typicky elektromagnetické rušení), na obr. 6 je pak k dispozici EEG signál po filtraci pásmovou propustí 0,1–30 Hz. Odstraňování artefaktů je obtížné; ze signálu není často zřejmé, kdy se jedná ještě o artefakt (způsobený typicky pohybem) a kdy jej můžeme považovat za mozkovou aktivitu; odstraňování artefaktů tak probíhalo metodou vizuální

inspekce. Obr. 7 znázorňuje první nalezený a posléze odstraněný artefakt na elektrodě AF7. Na grafu 1 je pak znázorněna PSD účastníka 1 ve fázi 1; kromě rozdílu v hodnotách PSD na jednotlivých elektrodách je patrná vyšší hodnota PSD v nižších frekvencích pásma alfa.

Na následujících grafech 2–6 jsou uvedeny výsledky účastníka 14 (účastník s nejlepší zaznamenanou kvalitou EEG

signálu), tedy hrubý EEG signál na elektrodě AF7 ve všech pěti fázích experimentu (grafy 2–6, část a), provedena korekce baseline a filtrace pásmovým filtrem 0,1–30 Hz, zobrazen je signál před odstraněním artefaktů v celém 30s časovém úseku. Dále jsou zobrazeny hodnoty PSD na elektrodě AF7 ze všech pěti fází experimentu (grafy 2–6, část b). PSD je vždy počítána v celém časovém

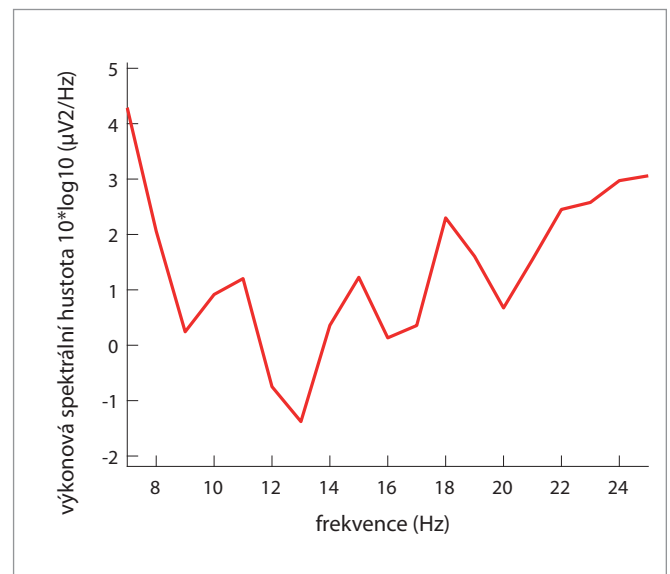


Graf 5a. Účastník 14, fáze 4, hrubá data z elektrody AF7, provedena korekce baseline, filtrace pásmovým filtrem 0,1–30 Hz, celý časový rozsah signálu bez odstranění artefaktů, měřítko pro kanál AF7 v µV.

Graph 5a. Participant 14, phase 4, raw data from electrode AF7, baseline correction performed, filtering with a 0.1–30 Hz bandpass filter, whole time range of signal (before removing artifacts), scale for channel AF7 in µVs.

Graf 5b. Účastník 14, fáze 4, výkonová spektrální hustota (elektroda AF7), celý časový rozsah signálu (po odstranění artefaktů), znázorněny frekvence v rozsahu 7–25 Hz, provedena korekce baseline, filtrace pásmovým filtrem 0,1–30 Hz, odstraněné artefakty.

Graph 5b. Participant 14, phase 4, spectral power density (electrode AF7), whole time range of signal (after removing artifacts), frequencies in the range 7–25 Hz shown, baseline correction performed, filtering with a 0.1–30 Hz bandpass filter, removed artifacts.

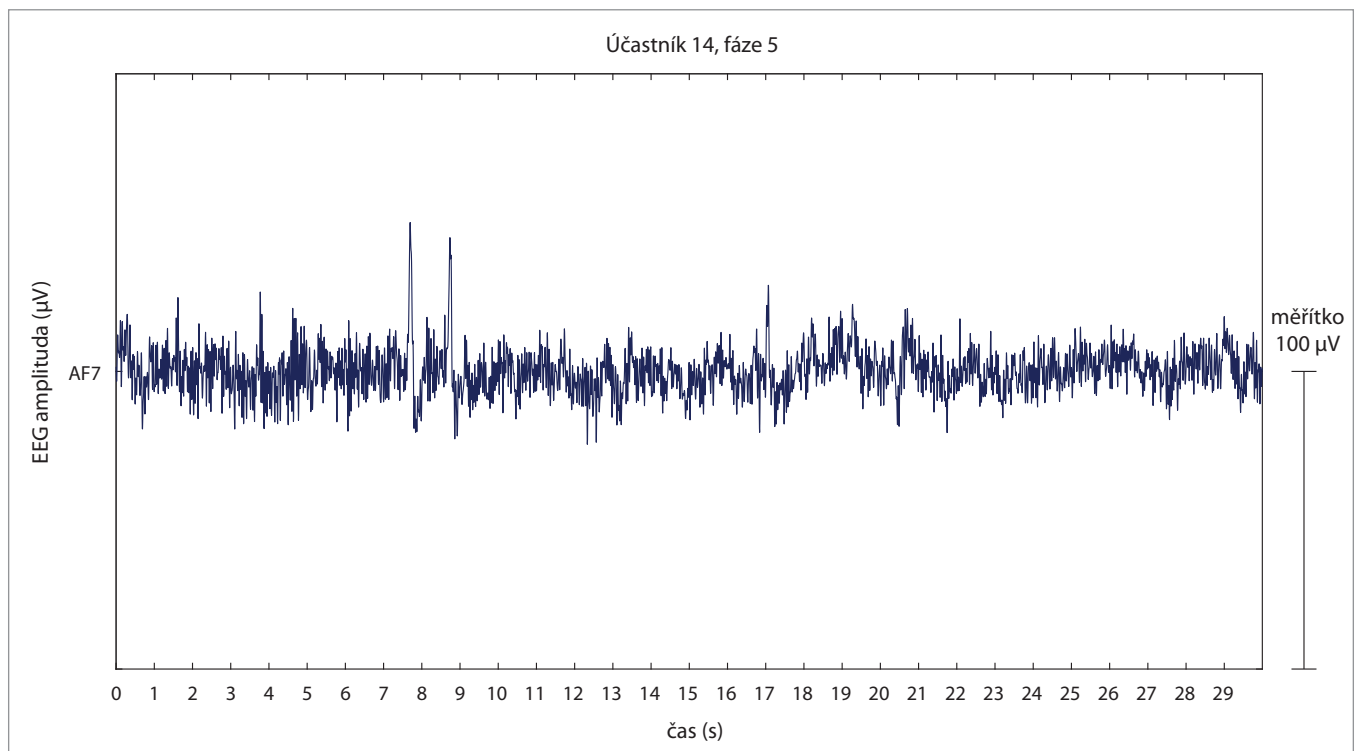


rozsahu signálu (po odstranění artefaktů), znázorněny jsou frekvence v rozsahu 7–25 Hz, provedena je korekce baseline a filtrace pásmovým filtrem 0,1–30 Hz.

Z výsledků je patrné, že v první fázi experimentu (graf 2) je vyšší hodnota PSD zaznamenána v alfa frekvenčním pásmu, PSD se pak výrazněji propadá v nižších frekvencích beta pásma (14–16 Hz).

Ve druhé fázi experimentu (graf 3) jsou vyšší hodnoty v nízkých frekvencích beta pásma (14–15 Hz) oproti PSD hodnotám v alfa pásmu (9–13 Hz). Ve třetí fázi experimentu (graf 4) jsou vysoké hodnoty PSD v nižších frekvencích alfa pásma (8–10 Hz), nízké hodnoty PSD jsou pak charakteristické pro vyšší frekvence alfa pásma a nižší frekvence beta pásma (cca 11–15 Hz) a dále postupně roste ve

zbytku beta pásma. Výsledky čtvrté fáze experimentu (graf 5) pak ukazují propad hodnot PSD ve vyšších frekvencích alfa pásma (12–13 Hz) a opětovný nárůst PSD hodnot PSD v beta pásmu. Graf 6 pak ukazuje nárůst PSD hodnot v beta pásmu již od frekvence 13 Hz. Z výsledků je vidět, že ke změnám dochází zejména na hranici alfa a beta frekvenčního pásma, kdy v experimentálních fázích vyžadujících

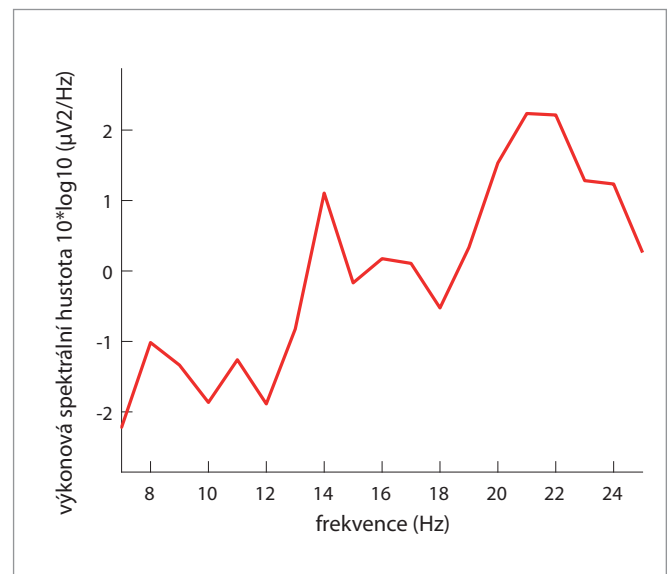


Graf 6a. Účastník 14, fáze 5, hrubá data z elektrody AF7, provedena korekce baseline, filtrace pásmovým filtrem 0,1–30 Hz, celý časový rozsah signálu bez odstranění artefaktů, měřítko pro kanál AF7 v µV.

Graph 6a. Participant 14, phase 5, raw data from electrode AF7, baseline correction performed, filtering with a 0.1–30 Hz bandpass filter, whole time range of signal (before removing artifacts), scale for channel AF7 in µVs.

Graf 6b. Účastník 14, fáze 5, výkonová spektrální hustota (elektroda AF7), celý časový rozsah signálu (po odstranění artefaktů), znázorněny frekvence v rozsahu 7–25 Hz, provedena korekce baseline, filtrace pásmovým filtrem 0,1–30 Hz, odstraněné artefakty.

Graph 6b. Participant 14, phase 5, spectral power density (electrode AF7), whole time range of signal (after removing artifacts), frequencies in the range 7–25 Hz shown, baseline correction performed, filtering with a 0.1–30 Hz bandpass filter, removed artifacts.



zvýšenou koncentraci (fáze 2, 4 a 5) dochází k růstu PSD hodnot v nižších frekvencích beta pásma (13–15 Hz). Trendově podobné výsledky vykazují hodnoty PSD i u dalších 12 z celkově 14 analyzovaných účastníků.

Diskuze a závěr

Výsledky studie prokázaly, že jednoduché nositelné zařízení pro snímání

EEG signálu Muse je použitelné pro experimentální měření EEG signálu min. v případě omezeného tanečního pohybu, který byl součástí experimentu. Během experimentů byla kvalita získaného EEG signálu proměnlivá, nicméně u 14 ze 16 účastníků experimentu bylo možné provést další analýzy nad získaným EEG signálem. Během druhé etapy experimentu (účastníci U9–U16) bylo

více dbáno na kontrolu fixace EEG zařízení Muse i během experimentu, čímž se kvalita získaného EEG signálu zlepšila. Na druhou stranu docházelo k rušení signálu na (u jednotlivých účastníků různých) elektrodách, pro které nemáme jednoduché vysvětlení. Nejjednodušším (nicméně ne nutně správným) vysvětlením je omezené přizpůsobení zařízení Muse 2 různým velikostem a tvarům

hlavy a jeho (i minimální) pohyb při tanečních aktivitách.

U 12 ze 14 analyzovaných účastníků docházelo k posunu vyšších hodnot PSD z alfa pásma do nižších frekvencí beta pásma, a to při experimentálních fázích, ve kterých byla předpokládána vyšší koncentrace účastníků. Byl tak splněn předpoklad, že vyšší výskyt mozkové aktivity v alfa pásmu je pozorován ve stavech uvolněné bdělosti a vyšší výskyt mozkové aktivity v beta pásmu je asociován se zaměřením pozornosti či zvýšením mentální aktivity.

Po realizaci jednotlivých fází měření zařízením Muse 2 a po vyhodnocení dat se samozřejmě může nabízet otázka, zda porovnat naměřené výsledky s potenciálními výsledky, které by byly pořízeny v laboratorních podmínkách, tedy standardním zařízením EEG. Tato alternativa by mohla být zcela jistě další perspektivou a rozšířením výstupních dat o naměřenou mozkovou aktivitu v klidové fázi sledování. Záměrem naší studie ovšem bylo sledovat a měřit skupinu vybraných studentů tance v jejich autentickém prostředí, což je pohyb a taneční prostor. I z toho důvodu (kromě důvodů popsanych v sekci Zařízení pro měření EEG signálu) jsme zvolili jako adekvátní postup pro sledování a měření přenosný bezdrátový přístroj, který tanečnické nebude pocitově svazovat ani pohybově omezovat. Snažili jsme se o zachování co možná nejpřirozenějších podmínek, na

kteří jsou studenti tance napříč obory zvyklí.

Závěrem můžeme konstatovat, že nositelné EEG zařízení Muse 2 je použitelné pro získávání EEG signálu dostatečné kvality v experimentech vyžadujících i pohybové aktivity (min. v rozsahu tanečních pohybů tohoto experimentu) a odehrávajících se v reálných podmínkách tanečního sálu. Dále lze konstatovat, že v EEG signálu získaném výše zmíněným zařízením je možné detekovat změny v mozkové aktivitě účastníků při stavech uvolněné bdělosti oproti stavům vědomé koncentrace. Předběžnou analýzou zaznamenaných tanečních pohybů při soustředění se na mentální obraz E. Franklina v kombinaci s tanečním pohybem bylo zjištěno, že je pohyb účastníků pružnější, hlubší a znatelně uvolněnější. Propojením specifické myšlenky s pohybem byla eliminována přebytná tenze v partiích, kde tento stav není žádoucí, zároveň byl podpořen pohybový potenciál ve strukturách, které doposud nebyly zcela pohybově využity. Z pohledu technického provedení byl aplikován pohyb v kombinaci s obrazovou představou preciznější, obsáhlejší co do pohybových rozsahů a vyrovnání jednotlivých struktur, vycházíme-li z podstaty metodických principů daného pohybu a jeho esenciálního pohybového obsahu a procesu tvorby pohybu. Výše uvedená syntéza přispívá také k eliminaci špatných pohybových

návyků, které ruší nejen technickou čistotu provedení prvku, ale také optimální držení těla, koordinaci pohybu a jednotlivých anatomických struktur.

Vědomá práce s vlastním tělem a pohybem přináší pozitivní změny na mnoha úrovních a v mnoha oblastech, nejen v rámci podávání fyzického či uměleckého výkonu. Propojení myšlenky a pohybu, těla a ducha je nadčasových pojmem, který má své opodstatnění.

Literatura

1. Fink A, Graif B, Neubauer AC. Brain correlates underlying creative thinking: EEG alpha activity in professional vs. novice dancers. *Neuroimage* 2009; 46(3): 854–862. doi: 10.1016/j.neuroimage.2009.02.036.
2. Orlandi A, Zani A, Proverbio AM. Dance expertise modulates visual sensitivity to complex biological movements. *Neuropsychologia* 2017; 104: 168–181. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2017.08.019.
3. Ushiyama J, Takahashi Y, Ushiba J. Muscle dependency of corticomuscular coherence in upper and lower limb muscles and training-related alterations in ballet dancers and weightlifters. *J Appl Physiol* 2010; 109(4): 1086–1095. doi: 10.1152/jappphysiol.00869.2009.
4. Zhang Z. Cranial nerve feedback mechanism of adolescents practicing classical ballet and their psychological health. *Revista Argentina de Clínica Psicológica* 2020; 29(2): 114.
5. Quadrado V, Moreira M, Ferreira H et al. Sensing technology for assessing motor behavior in ballet: a systematic review. *Sports Med Open* 2022; 8(1): 39. doi: 10.1186/s40798-022-00429-8.
6. Golomer E, Bouillette A, Mertz C et al. Effects of mental imagery styles on shoulder and hip rotations during preparation of pirouettes. *J Mot Behav* 2008; 40(4): 281–290. doi: 10.3200/JMBR.40.4.281-290.

Konflikt zájmů: Autoři deklarují, že text článku odpovídá etickým standardům, byla dodržena anonymita pacientů a prohlašují, že v souvislosti s předmětem článku nemají finanční, poradenské ani jiné komerční zájmy.

Publikační etika: Příspěvek nebyl dosud publikován ani není v současnosti zaslán do jiného časopisu pro posouzení. Autoři souhlasí s uveřejněním svého jména a e-mailového kontaktu v publikovaném textu.

Dedikace: Článek není podpořen grantem ani nevznikl za podpory žádné společnosti.

Redakční rada potvrzuje, že rukopis práce splnil ICMJE kritéria pro publikace zasílané do biomedicínských časopisů.

Conflict of Interest: The authors declare that the article/manuscript complies with ethical standards, patient anonymity has been respected, and they state that they have no financial, advisory or other commercial interests in relation to the subject matter.

Publication Ethics: This article/manuscript has not been published or is currently being submitted for another review. The authors agree to publish their names and e-mails in the published article/manuscript.

Dedication: The article/manuscript is not supported by a grant nor has it been created with the support of any company.

The Editorial Board declares that the manuscript met the ICMJE “uniform requirements” for biomedical papers.

7. Golomer EM, Gravenhorst RM, Toussaint Y. Influence of vision and motor imagery styles on equilibrium control during whole-body rotations. *Somatosens Mot Res* 2009; 26(4): 105–10. doi: 10.3109/08990220903384968.
8. Golomer E, Toussaint Y, Bouillette A et al. Spontaneous whole body rotations and classical dance expertise: how shoulder-hip coordination influences supporting leg displacements. *J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19(2): 314–321. doi: 10.1016/j.jelekin.2007.08.004.
9. Golomer E, Mbongo F, Toussaint Y et al. Right hemisphere in visual regulation of complex equilibrium: the female ballet dancers' experience. *Neurol Res* 2010; 32(4): 409–415. doi: 10.1179/174313209X382476.
10. Franklin EN. *Frei bewegen: Mit der wissenschaftlich fundierten Franklin-Methode zu mehr Beweglichkeit und einer dynamisch perfekten Haltung*. München: Riva 2020. ISBN 978-3-7423-1199-3.
11. Chooseuse.com. Muse. EEG Muse. 2023. [online]. Available from: <https://chooseuse.com/pages/science>.
12. Krigolson OE, Williams CC, Norton A. Choosing MUSE: validation of a low-cost, portable EEG system for ERP research. *Front Neurosci* 2017; 11: 109. doi: 10.3389/fnins.2017.00109.
13. Youssef AE, Ouda HT, Azab M. MUSE: a portable cost-efficient lie detector. 2018 IEEE 9th Annual Information Technology, Electronics and Mobile Communication Conference (IEMCON), Vancouver, BC, Canada, 2018: 242–246. doi: 10.1109/IEMCON.2018.8614795.
14. Cannard C, Wahbeh H, Delorme A. Validating the wearable MUSE headset for EEG spectral analysis and Frontal Alpha Asymmetry. 2021 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine (BIBM), 2021: 3603–3610.
15. Fink A, Grabner RH, Benedek M et al. The creative brain: Investigation of brain activity during creative problem solving by means of EEG and fMRI. *Hum Brain Mapp* 2009; 30(3): 734–748. doi: 10.1002/hbm.20538
16. Neuromore.com. Integrovaná neurotechnologická platforma pro práci s daty z nositelných biosenzorů a EEG zařízení. 2023. [online]. Available from: <https://www.neuromore.com>.
17. Delorme A, Makeig S. EEGLAB: an open-source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *J Neurosci Methods* 2004; 134(1): 9–21. doi: 10.1016/j.jneumeth.2003.10.009.
18. Franklin EN. Conditioning for dance: training for peak performance in all dance forms. *Human Kinetics* 2003.
19. Franklin EN. Conditioning for dance: training for whole-body coordination and efficiency. Champaign: Human Kinetics 2019.
20. Muse Developers.com. 2018. [online]. Available from: <https://web.archive.org/web/20181105231756/http://developer.chooseuse.com/tools/available-data>.
21. Krigolsonlab.com. MUSE Analysis with MATLAB and Brain Vision Analyzer. 2023. [online]. Available from: <https://www.krigolsonlab.com/muse-analysis.html>.

Doručeno/Submitted: 10. 10. 2023

Přijato/Accepted: 15. 5. 2024

Korespondenční autor:

MgA. M. Roth Elblová

Hudební a taneční fakulta

Akademie múzických umění

Malostranské náměstí 258/13

118 00 Praha 1

e-mail: marketa.elblova@seznam.cz

