

OKAMŽITÝ ÚČINEK CVIČENÍ S TYČÍ FLEXI-BAR NA ELEKTROMYOGRAFICKOU AKTIVITU A FUNKCI SVALŮ V POROVNÁNÍ S IMITACÍ TÉTO TYČE

KATYA N. MILEVA, MIRAN KADR, NOIM AMIN, A JOANNA L. BOWTELL

Vědecké centrum pro výzkum sportu a cvičení, Sportovní akademie, FESBE, Univerzita London South Bank, Londýn, Spojené království

SOUHRN

Mileva, KN, Kadr, M, Amin, N, a Bowtell, JL. Okamžitý účinek cvičení s tyčí flexi-bar na elektromyografickou aktivitu a funkci svalů v porovnání s imitací této tyče. Časopis pro kondiční trénink a posilování 24(3): 737–748, 2010 — Tato studie byla provedena, aby se prokázalo, zda nízkofrekvenční (5-Hz) kmitavé podněty na bázi vibrací, které se vytvářejí při cvičení s tyčí Flexi-bar, intenzivně působí na aktivaci svalů a sílu maximální volní kontrakci (MVC). Devět zdravých lidí se zúčastnilo 2 pokusů, rozložených v rozmezí nejméně 1 týdne, při kterých se prováděly 4 x 30sekundové série cviků s použitím tyče Flexi bar nebo imitace této tyče. Před a po cvičení se měřila maximální volní kontrakce při ohnutí lokte, protažení lokte a protažení kolene. V prvních a posledních 10 vteřinách každé série cviků se počítala efektivní hodnota amplitudy a střední frekvence elektromyografického (EMG) signálu a u každého pokusu se počítala síla MVC dvouhlavého pažního svalu (BB), trojhlavého pažního svalu (TB), přímého stehenního svalu (RF) a zevní hlavy stehenního svalu (VL). Při cvičení s tyčí Flexi-bar byla amplituda elektromyografie u všech zkoumaných svalů výrazně vyšší než při cvičení s imitací této tyče (32–203%, $p < 0.05$). Střední frekvence spektra síly EMG byla při srovnání tréninku s tyčí Flexi-bar a s imitací této tyče u svalů paže výrazně nižší (TB: $-40 \pm 13\%$, $p < 0.0001$; BB: $-32 \pm 25\%$, $p = 0.015$), ale nebylo tomu tak i u svalů nohou (RF: $-12 \pm 18\%$; VL: $+6 \pm 32\%$; $p > 0.05$). Síla MVC se při protažení kolene po cvičení s tyčí Flexi-bar značně snížila ($-3 \pm 7\%$, $p = 0.048$) a zároveň se snížila i EMG amplituda RF ($-8 \pm 5\%$, $p = 0.04$), ale sílu MVC při ohnutí/protažení lokte ani EMG aktivitu svalů paží a VL neovlivnil žádný okamžitý doznívající účinek. Používání tyče Flexi bar při cvičení vyvolalo silné změny v EMG parametrech svalů na nohou a pažích a v maximální velikosti generované síly a byl vykazován také větší rozvoj únavy než při cvičení s imitací kmitací tyče. Výsledky této studie tedy ukazují, že tyč Flexi-bar

Ize využít k vytvoření silnějšího tréninkového stimulu působícího na svaly v průběhu submaximálního cvičení.

ÚVOD

Výsledek pokusu naznačuje, že mechanické vibrace o nízké intenzitě (méně než 0.4 g) a nízké frekvenci (méně než 50 Hz) lze lidským tělem účinně přenášet (32). Takže působení těchto vibrací na aktivní sval může posílit intenzivní a chronické neuromuskulární adaptace, kterých bylo dosaženo cvičením s nízkou intenzitou (26). Prokázalo se, že svalové vibrace vyvolávají okamžité doznívající (6,7,9,10,34) a trvalé (5,13,33) zlepšení svalové síly, výkonu a flexibility. V důsledku toho se vibrační cvičení stává populárním jako cvičení pro rozehrání a trénink sportovců i jako terapeutický postup sloužící k rehabilitaci.

Ovšem literatura se ohledně smyslu a rozsahu pozorovaných účinků vyvolaných vibracemi velmi rozchází. Některé studie ve výkonu svalů neshledaly žádnou změnu nebo dokonce snížení (12,15,27,29,35). Tato protichůdná zjištění souvisejí alespoň zčásti s použitými postupem studie, který zahrnuje rozdíly ve vibračním podnětu (frekvence a amplituda vibrace [25]), režimu cvičení (statický nebo dynamický [16]), držení těla (úhel kloubu a jedno- či oboustranné zaměřené cvičení [1,31]) nebo způsobu vytváření vibrací. Vibrační podnět lze na sval přenést mnoha různými způsoby: přímo na procvičovaný sval/šlachy (např. [21,22,27]), nebo nepřímo přes segmentovou (celá končetina) vibraci (např. [17,18,24,26]), nebo přes podložky přenášející vibrace do celého těla ([1,2,5–7,11,12,29,30,33–35]). Spousta studií zkoumá neuromuskulární reakce na vibrace s různými amplitudami a frekvencemi (7,21,26), působící během statického nebo dynamického cvičení (2,16) při submaximálních nebo maximálních svalových kontrakcích (22,26) a různých úrovních protažení svalu (úhel kloubu) (2,8,21,24), ale dosud nebylo dosaženo žádného univerzálního doporučení, které by optimalizovalo průběh vibračního tréninku tak, aby došlo k požadované reakci.

Časopis pro výzkum kondičního tréninku a posilování
© 2010 Národní asociace pro kondiční trénink a posilování

Korespondenční adresa Dr. Katya Mileva,
milevkn@lsbu.ac.uk
24(3)/737–748

Ať už je způsob přenášení vibrací jakýkoliv, tak intenzita stimulu působícího na konkrétní sval bude záviset na přenosu vibračního podnětu lidským tělem (36). A proto je dalším důležitým faktorem účinnosti (22) u všech druhů vibrací vzdálenost zdroje vibrací od konkrétního svalu. K omezení důsledku utlumených vibrací byly vyvinuty mnohé cvičební nástroje, které přenášejí přímé nebo segmentové vibrace o nízké frekvenci. Tyč Flexi bar je jedním takovýmto nástrojem.

Díky svým elastickým vlastnostem a vyvážené konstrukci je tyč Flexi bar vyrobena tak, aby rezonovala ve frekvenci 5 Hz, když se jí důrazně pohybuje pohyby o malé amplitudě, které musí uživatel udržet a zároveň zůstat fyzicky stabilní. Tvrdí se, že tyč Flexi bar se zaměřuje na svaly stabilizující jádro, jako je např. přímý sval břišní, příčný sval břišní, široký sval zádový a vzpřimovač páteře. Aktuálně ale neexistují žádné dostupné publikované studie, kontrolované odborníky, které by toto tvrzení podpořily. Účelem této studie tedy bylo prozkoumat okamžitý účinek kmitavých stimulů na bázi vibrací, kterými při cvičení působí tyč Flexi bar na výkon a na aktivaci svalů na pažích a nohou ve srovnání se cvičením s použitím imitace této tyče. Vyslovujeme hypotézu, že vibrace o frekvenci 5-Hz, vyvolané tyčí Flexi bar, budou mít za následek větší svalovou aktivaci při cvičení s použitím tyče Flexi-bar než s použitím imitace této tyče, a tudíž způsobí snížení maximální velikosti generované síly po cvičení.

TECHNIKY

Experimentální přístup k problému

Ke zhodnocení účinnosti používání tyče Flexi-bar ke zlepšení aktivace svalstva paží a nohou (efektivní hodnota [RMS] elektromyografické [EMG] amplitudy a střední frekvence [MDF] výkonového spektra EMG) a ke zlepšení výkonnosti během a ihned po cvičení (vytváření síly během maximální volní kontrakce [MVC]) se použil experimentální postup zahrnující opakovaná měření a použití imitace této tyče. Speciálně navržená plastová tyč (imitace) byla použita k tomu, aby se s ní provedly nevíbrační (kontrolní) pokusy zahrnuté v této studii. Poté, co byly subjekty poučeny a proškoleny o provedení cviku zaměřeného na paže s využitím pohybu pomocí tyče, provedl každý tento subjekt 2 pokusy statického dřepu na jedné noze v libovolném pořadí. Každý pokus se skládal ze 4 sérií cviků s využitím tyče Flexi bar nebo imitace této tyče, z nichž každá trvala 30 vteřin, a mezi tyto série byl zařazen odpočinek v trvání 90 vteřin. Před a ihned po cvičení byl subjekt testován na MVC ohnutého a nataženého loketního kloubu a protaženého kolenního kloubu, aby se mohly vyhodnotit okamžité doznívající účinky cvičení na vytváření síly ve svalu (dočasný výkon svalu). Při pokusech se průběžně zaznamenávala elektromyografická aktivita 2 svalů na pažích (dvouhlavý pažní sval [BB] a trojhlavý pažní sval [TB]) a 2 svalů na nohou (přímý stehenní sval [RF] a zevní hlava stehenního svalu [VL]). Účinek cvičení s tyčí Flexi-bar na svaly paží a nohou byly porovnány s výsledky pokusů s použitím imitace této tyče tak, aby se mohly určit okamžité a okamžité doznívající

účinky cvičení s tyčí Flexi-bar.

Subjekty

Devět zdravých mužů (v průměru $\pm SD$; 20.6 ± 0.5 roku, 178.1 ± 9.0 cm a 78.3 ± 12.7 kg) bez jakýchkoliv předchozích poruch motoriky nebo zranění končetin v uplynulých 2 letech dodalo písemný a informovaný souhlas s účastí v této studii. Subjekty byli rekreační sportovci, pocházející ze studentské obce Univerzity, kteří 3-4krát týdně vykonávali kombinaci vytrvalostního (cyklistika a běh s mírnou intenzitou) a posilovacího tréninku (vysoce intenzivní trénink jako v tělocvičně). Účastníci byli neznalí cílů této studie a účinku cvičení s tyčí Flexi-bar. Protokol studie byl schválen Etickým výborem místní univerzity a byl sestaven v souladu s podmínkami Helsinské deklarace.

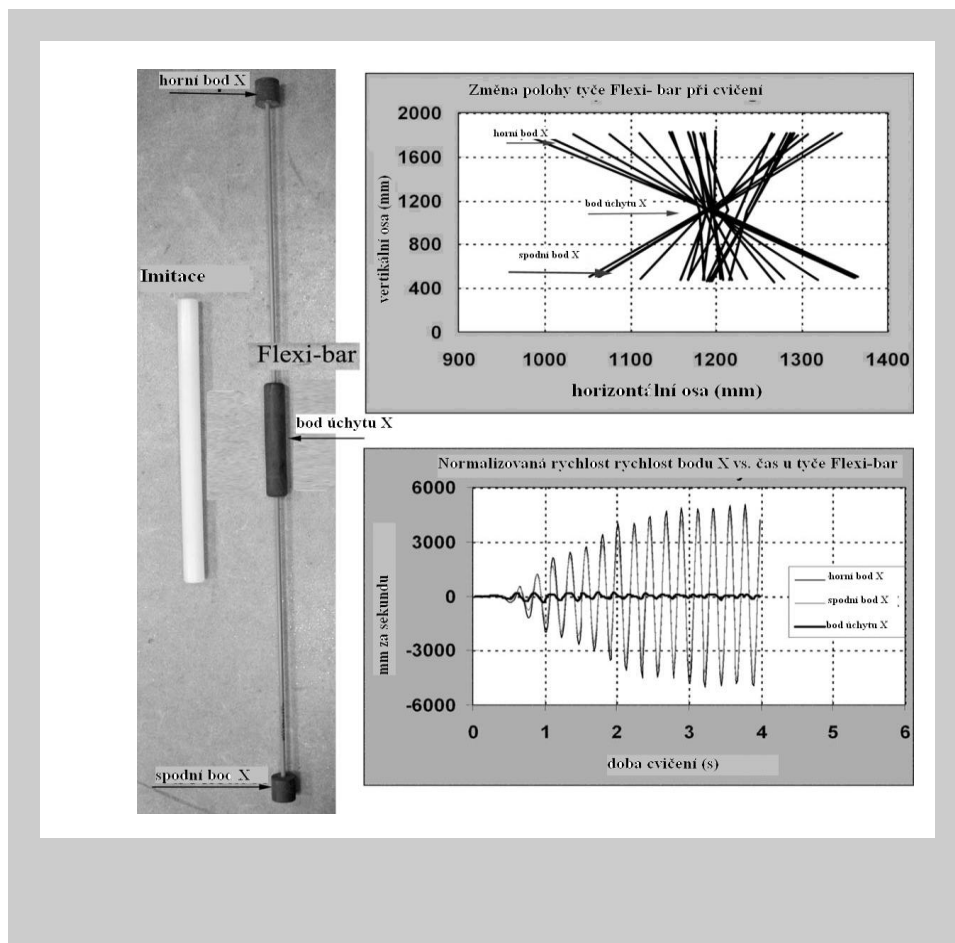
Experimentální postupy

Cvičební vybavení. Tyč Flexi-bar (Flexi-Sports, Bisley, Stroud, Spojené království, o hmotnosti 719 g, v délce 1520 mm) je cvičební nástroj navržený německými fyzioterapeuty. Její součástí je pružná sklolaminátová tyč s gumovým držadlem (17.9-cm v obvodu) uprostřed a s gumovým závažím na obou koncích (Obrázek 1). Princip fungování je takový, že při kmitání tyče Flexi bar se gumové držadlo rozvíjí ve frekvenci o hodnotě 5-Hz a tyto vibrace se následně rukou, která nástroj drží, přenesou do těla, ačkoliv to se dříve přímo neměřilo. V univerzitní dílně byla vyrobena pevná plastová tyč dlouhá 605 mm (imitace) o stejné hmotnosti a obvodu jako tyč Flexi a byla použita k provedení nevíbračních (kontrolních) pokusů této studie (Obrázek 1).

Protokol pokusu. Po seznámení s používaným vybavením a postupy experimentu provedl každý subjekt 2 hlavní pokusy (s tyčí Flexi-bar a s imitací této tyče). Pokusy byly provedeny v rozmezí 6–7 dní, v různém pořadí, a prováděly cyklicky, aby se snížil případný paměťový účinek. Subjekty byly požádány, aby mezi návštěvami laboratoře konzumovaly podobnou stravu a dodržovaly podobný režim cvičení. Hlavním pokusům předcházela informační návštěva, během které se měřily antropometrické údaje, jako např. tělesná hmotnost, výška, segmentová délka paží a nohou, aby se při obou pokusech mohla měřicí zařízení nastavit na stejnou úroveň. Všechny subjekty v této studii měly dominantní pravou ruku. Cvičení s tyčí Flexi bar vyžaduje koordinaci a správnou techniku. Takže subjekty byly při předběžné návštěvě poučeny o způsobu, jak používat nástroj Flexi-bar a jak provádět MVC u každé z testovaných svalových skupin (protahení kolene a protažení/ohnutí lokte).

Sezení při experimentu byla zahájena standardním 5minutovým rozehráním, které se skládalo z lehkého běhu na místě a protažení svalů. Po rozehrání subjekty provedly 4 série cviků s použitím tyče (Flexi-bar nebo imitace), z nichž každá trvala 30 sekund, a mezi série byl zařazen odpočinek v trvání 90 sekund. Před a ihned po cvičení byl subjekt testován na sílu MVC při protaženém a ohnutém loketním kloubu a při protaženém kolenním kloubu. U každého testovaného kloubu a

směru pohybu se provedly tři měření síly MVC v trvání 3 sekund a mezi tyto testy MVC byl zařazen odpočinek v délce



90 sekund (Obrázek 2A).

Síla vytvářená při MVC loketního kloubu byla měřena pomocí 1 sériového snímače síly (MCL, RDP Ltd., Wolverhampton, Spojené království) zabudovaného do speciálně navrženého zařízení pro testování izometrických kontrakcí lokte. Síla MVC při protažení kolene byla testována na přístroji k natahování nohou (Technogym UK Ltd., Bracknell, Spojené království). Před zahájením hlavních pokusů byly snímače síly kalibrovány pomocí standardního závaží. Signály síly se zaznamenaly spolu s EMG aktivitou svalů (Obrázek 2C, D).

V průběhu studie byla zároveň zaznamenávána EMG aktivita 2 svalů na pravé paži (dlouhá hlava svalu BB a TB) a 2 svalů na pravé noze (RF a VL) (Obrázek 2B). Elektromyografické bipolární povrchové elektrody (průměr 1cm, vzdálenost 2 cm mezi elektrodami) se zdravotnickou lepicí páskou připevnila nad spodní půlku svalového bříška. Na kotník se připevnila běžná uzemňovací elektroda. Oblast pokožky pod každou EMG elektrodou byla oholena, pak ošetřena abrazivním gelem a očištěna lihem (etyl propanol), aby se snížil odpor mezi povrchem elektrody a pokožky.

Během testu se průběžně zaznamenávala změna úhlu polohy kloubu při protažení/ohnutí lokte a kolene pomocí 2 předzesílených elektrogoniometrů (Biometrics Ltd., Gwent,

Spojené království) připojených oboustrannou zdravotnickou páskou ze strany na pravý loketní a kolenní kloub (Obrázek 2B). Při úplném protažení kloubu byl úhel loketního a kolenního kloubu nastaven na nulu (úhel 180° mezi pažní a vřetenní kosti, respektive stehenní a lýtkovou kostí). Při každém pokusu byl úhel loketního a kolenního kloubu subjektů průběžně vizuálně kontrolován, aby byla dodržena stejná pozice. Subjekt držel cvičební tyč v dominantní (pravé) ruce, v upažení, lokte byl ohnutý v úhlu 20° a pravá noha byla v podřepu (koleno pokrčené v úhlu 20°). Během prováděných sérií cviků měl subjekt svoji nedominantní (levou) ruku v uvolněné pozici, otočenou dlaní dopředu a jeho nedominantní (levé) koleno bylo pokrčené tak, aby se chodidlo nedotýkalo země.

Získání dat. Při testech byla pomocí měniče analogového signálu na digitální (ADC, 1401

power, CED, Cambridge, Spojené království) a s využitím softwaru pro shromažďování dat Spike2 (CED) průběžně získávána elektromyografická data spolu s údaji o síle a úhlu kloubu. EMG signály byly v aktivních elektrodách předzesíleny (x330, B&L Engineering, Santa Ana, CA, USA) a poté byly zesíleny v úpravném systému (x3000, 1902 CED). Signály z elektrogoniometrů byly předzesíleny v jednotce umístěné na pásku subjektu a přes měnič ADC byly převedeny do počítače. Vzorkovací frekvence použitá pro EMG signály byla 2 kHz, 200 Hz pro elektrogoniometrické údaje (loketní a kolenní kloub) a 200 Hz pro sílu. Při testování síly MVC pokrčeného a protaženého lokte se zaznamenával EMG signál pouze ze svalů BB a TB (Obrázek 2D) a při testování síly MVC protaženého kolenního kloubu byl zaznamenáván EMG signál pouze ze svalů RF a VL (Obrázek 2C). Při provádění sérií cviků byla EMG aktivita svalů zaznamenávána ze všech 4 testovaných svalů najednou, zároveň se změnou úhlu polohy loketního a kolenního kloubu (Obrázek 2B).

Vyhodnocení dat. Byla provedena off-line analýza dat pomocí

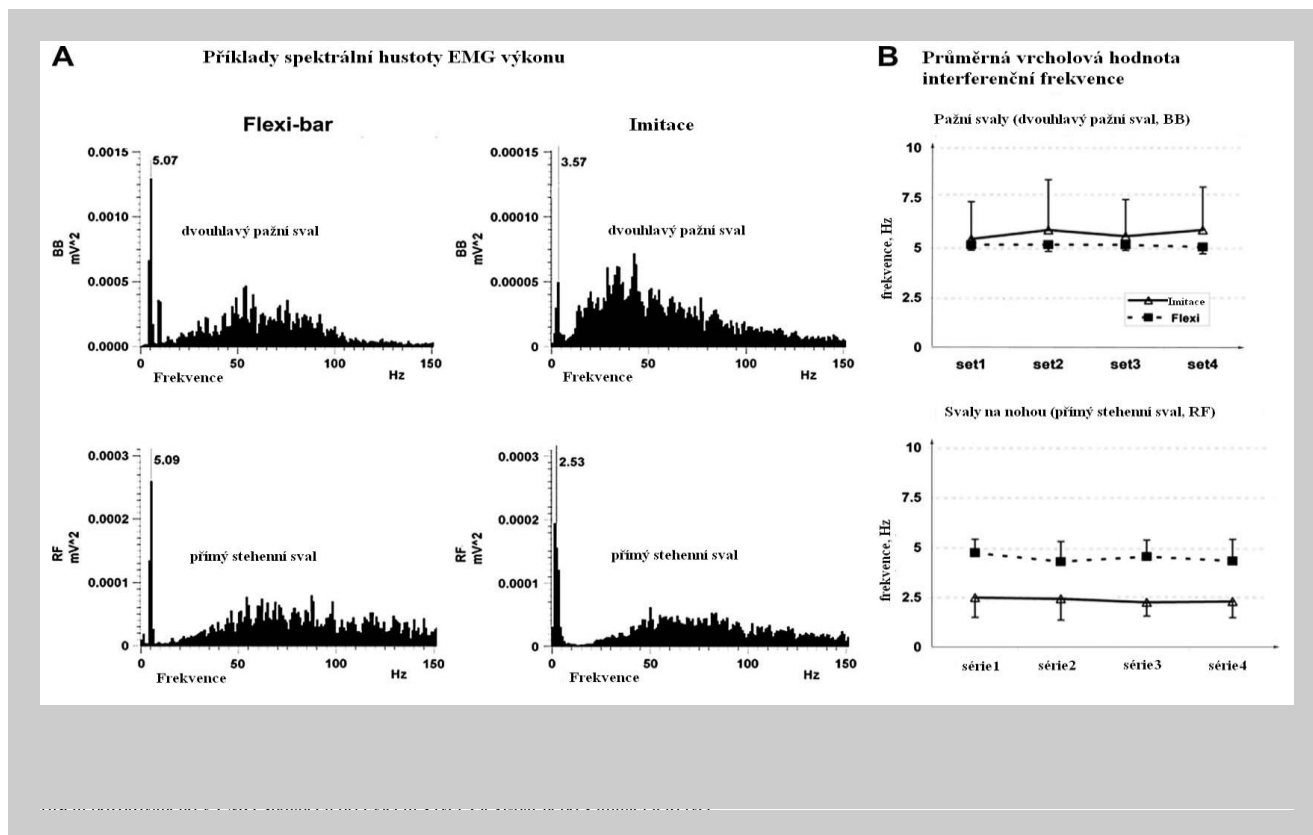
běžného napsaného skriptu, vygenerovaného programem Spike2 (CED). Úroveň svalové aktivace během testů byla

Obrázek 2. A) Protokol experimentu B) a příklady signálů zaznamenaných v průběhu série cviků C,D) a během testů před a po cvičení zaměřených na maximální volní kontrakci (MVC). B) Při prováděných sériích cviků se zaznamenávala elektromyografická (EMG) aktivita dvouhlavého pažního svalu (BB), trojhlavého pažního svalu (TB), přímého stehenního svalu (RF) a zevní hlavy čtyřhlavého stehenního svalu (VL) společně s úhlem loketního a kolenního kloubu. Ukazatel 1 a 2 znázorňuje prvních 10 sekund (začátek) a ukazatel 3 a 4—posledních 10 sekund (konec) série cviků C) Během testů prováděných před a po cvičení se zaznamenávala síla kontrakce (N) spolu s EMG aktivitou svalů RF a VL při provádění MVC protaženého kolene D), a spolu s EMG aktivitou svalů BB a TB, při provádění MVC pokrčeného a protaženého lokte. Ukazatel 0 a 1 znázorňuje dobu 1 sekundy použité k výpočtu parametrů MVC.

tanovena pomocí RMS hodnoty EMG amplitudy a faktory, které ovlivňují změny, byly vyhodnoceny pomocí hodnoty MDF spektrální výkonové hustoty EMG. Elektromyografické záznamy prošly filtrem mezní frekvence o hodnotě 20-Hz, aby se před výpočtem parametrů odstranily uměle vytvořené pohyby. Rozložení frekvence bylo spočteno pomocí rychlé Fourierovy transformace s bloky o velikosti 512 milisekund použitím funkce Hanningova okna a bylo promítnuto v rozmezí 0 až 1,000 Hz v 256 krocích v rozlišení 3.906 Hz.

Během testů MVC byla vypočtena vrcholová síla jako průměrná hodnota v časovém úseku 1 sekundy okolo nejvyšší dosažené síly v průběhu linie každého MVC pokusu. Tento časový interval nezahrnuje první segment kontrakce (v trvání asi 0.5 vteřiny), aby se z měření vyloučila doba vytváření síly (Obrázek 2C, D). Pro každý sval byly vypočteny EMG parametry ze zvoleného intervalu 1 sekundy ze všech 3 úvodních testů MVC (Obrázek 2C, D). Test MVC, prováděný před cvičením, který měl nejvyšší hodnotu síly zaznamenanou v průběhu každé aktivity (pokrčení lokte, protažení lokte a rotažení kolene), se považoval za základní hodnotu MVC a používal se dále pro následnou analýzu. Vypočítal se normalizovaný poměr mezi MVC parametry před a po cvičení, aby se stanovila okamžitá doznívající změna svalové aktivace (EMG) a výkonu (síla MVC) vyplývající z průběhu cviků

Během prováděných sérií cvičení se počítaly EMG parametry, průměrné úhly loketního a kolenního kloubu a úhlové rychlosti mezi vrcholovými hodnotami prvních 10 vteřinách (0–10



vteřin, začátek a v posledních 10 vteřinách (20–30 sekund, konec) každé série cviků v obou podmínkách (tyč Flexi-bar i imitace, Obrázek 2B). Úhlová rychlost loketního a kolenního kloubu byla vypočtena pomocí digitálního diferenciatního filtru (Spike2, CED) použitého na signály úhlové pozice kloubů a byla zakreslena spolu s ostatními daty. Záznamy úhlové pozice a rychlosti kolenního a loketního kloubu byly upraveny pomocí časové konstanty 0.05 milisekundy, aby se odstranilo vysokofrekvenční zvukové rušení. Parametry byly zprůměrovány pro každý časový segment (začátek a konec) ze všech 4 sérií, které při pokusu vykonal každý subjekt za obou podmínek a byly předloženy jako populační průměrné (střední \pm SEM) hodnoty. Mezní hodnota svalové aktivace během sérií cviků byla stanovena výše než střední hodnota $\pm 2SD$ základní hodnoty EMG kanálu. Základní aktivace byla vypočtena z časového intervalu 1 sekundy na začátku každého pokusu, kdy musí mít subjekty zcela uvolněné svaly.

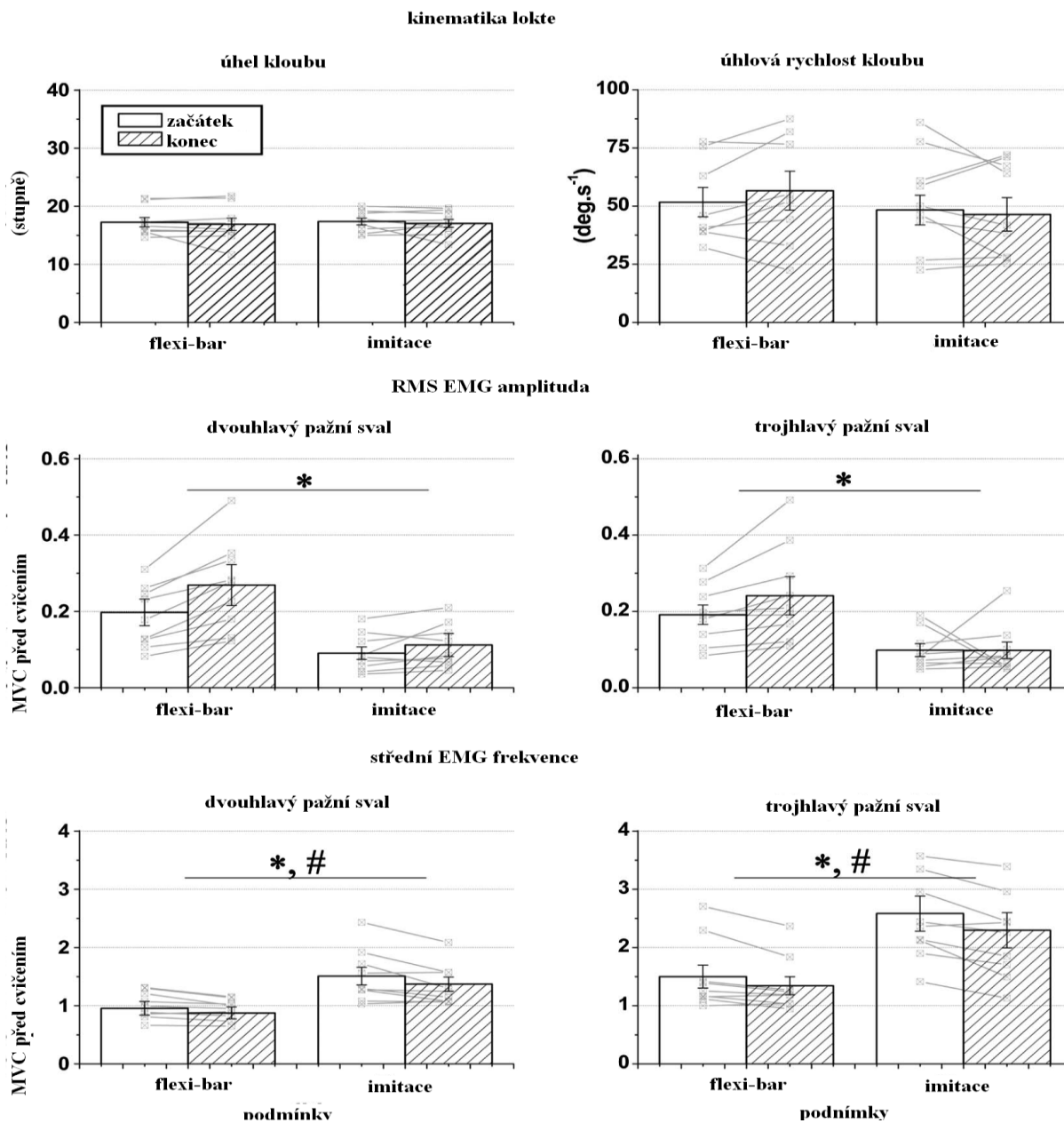
Ke změření pohybu tyče Flexi-bar se shromažďovala kinematická data vycházející z pohybu tyče pomocí automatického systému k analýze dvourozměrných pohybů (Qualysis ProReflex), který funguje při 60 Hz, a softwaru Q-Trac. Příklad dat zaznamenaných při 4sekundovém cvičení (od počátku pohybu do stabilizace) je znázorněn na Obrázku 1. Kinematický model je sestaven podle souřadnic pozice 3 ukazatelů připevněných k hornímu, střednímu (držadlo) a spodnímu bodu tyče. Navíc byly změřeny vibrační frekvence

přenášené při cvičení s tyčí Flexi-bar anebo s imitací této tyče do svalů na pažích a nohou a byla analyticky porovnána se spektrální hustotou výkonu hrubých EMG signálů BB a RF (před použitím filtru horní frekvence). V obou podmínkách (tyč Flexi-bar i imitace) a v každém časovém úseku (začátek nebo konec série, Obrázek 3) byla označena frekvence s maximálním výkonem ve spektrálním rozložení pod 20 Hz.

Statistické Analýzy

Spolehlivost měření svalové síly (síla MVC) a EMG (hodnoty RMS a MDF) byla testována pomocí 1-cestného měřicího modelu zkoumajícího libovolný účinek [1,1] tak, aby byly vypočteny korelační koeficienty mezi třídami (ICC) pro data MVC získaná před provedením cvičení v obou pokusech. Nejprve se na EMG a kinematické parametry vypočtené při cvičení použila 3-faktorová analýza variace opakovaných měření (ANOVA; podmínky [Flexi-bar vs. imitace]; série [4 úrovně]; doba [2 úrovně: začátek vs. konec série]). Avšak neobjevily se žádné významným nebo působící účinky, které by ovlivnily soubor faktorů, a tudíž byly průměrné hodnoty parametrů z dvou časových bodů (začátek a konec série) zprůměrovány napříč sériemi. Poté se aplikovala 2-cestná analýza opakovaných měření ANOVA (čas vs. podmínky) zvláště na data z testů MVC (parametry síly a EMG) a data ze sérií cvičení (úhly kloubů, úhlové rychlosti kloubů a parametry EMG). Statistické analýzy EMG dat se provedly na hodnotách

normalizovaných k odpovídající hodnotě parametrů počátečního MVC testu (před cvičením). Statistická úroveň



významnosti byla stanovena na $p \# 0.05$.

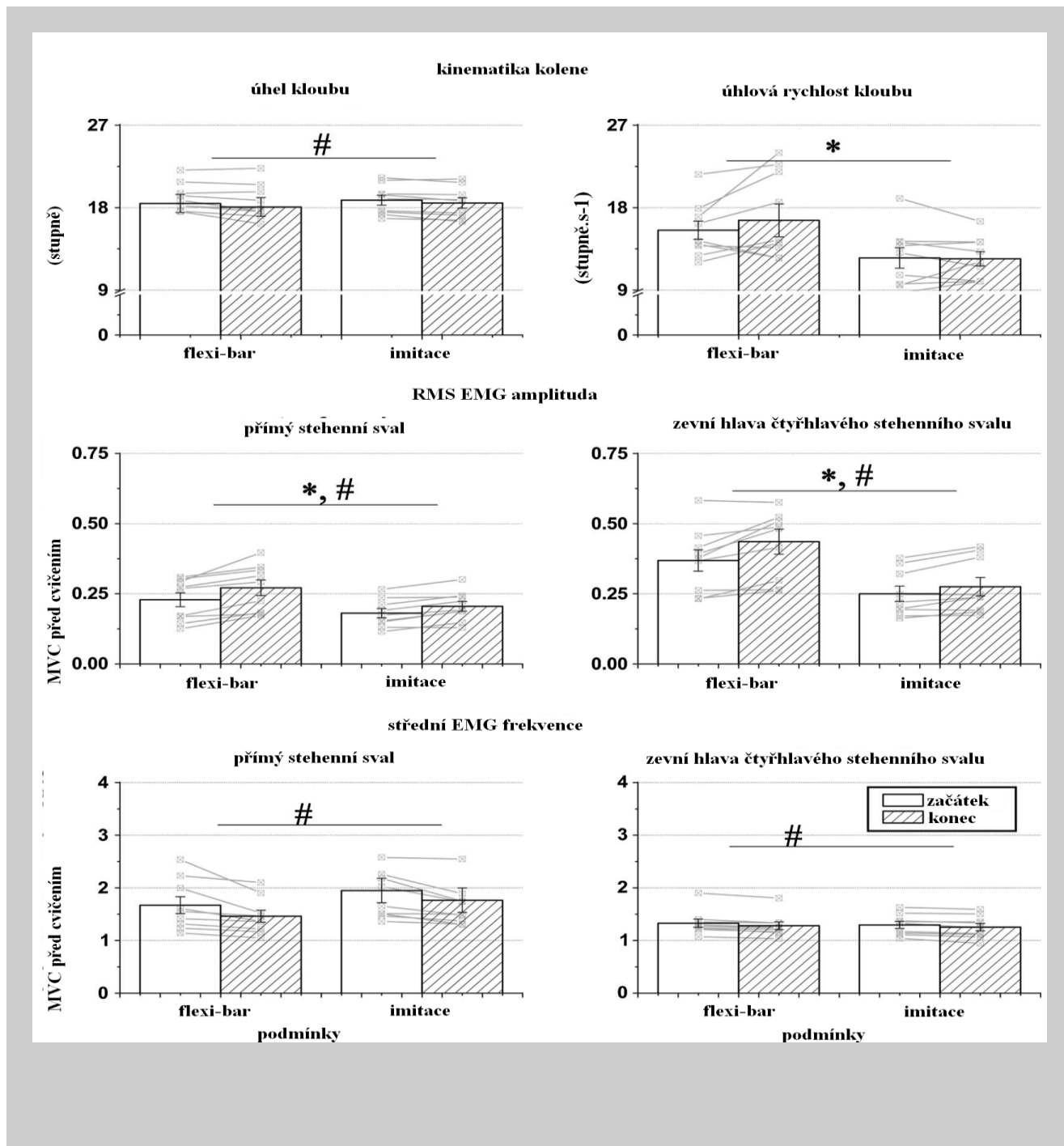
VÝSLEDKY

Rozmezí ICC vypočteného pro sílu MVC (ICC = 0.80–0.87), EMG RMS amplitudu (ICC = 0.64–0.81) a MDF (ICC = 0.56–0.77) udává vcelku dobrou opakovatelnost měření provedeného v této studii (20).

Analýza pohybu tyče Flexi-bar odhalila, že po počátečním pohybu tyče, který trval asi 3–5 sekund, zůstal pohyb tyče Flexi-bar stabilní po zbytek série (celkem 30 sekund). Rozmezí změny pozice konců tyče Flexi-bar v porovnání s osou X bylo mezi +20 a -20 cm, což mělo za následek

průměrnou rychlost v nejvyšším rozsahu pohybu asi $5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$
(horní bod X a spodní bod X, Obrázek 1). Změna pozice a

rychlost pohybu ukazatele připevněného v bodě úchytu na tyči



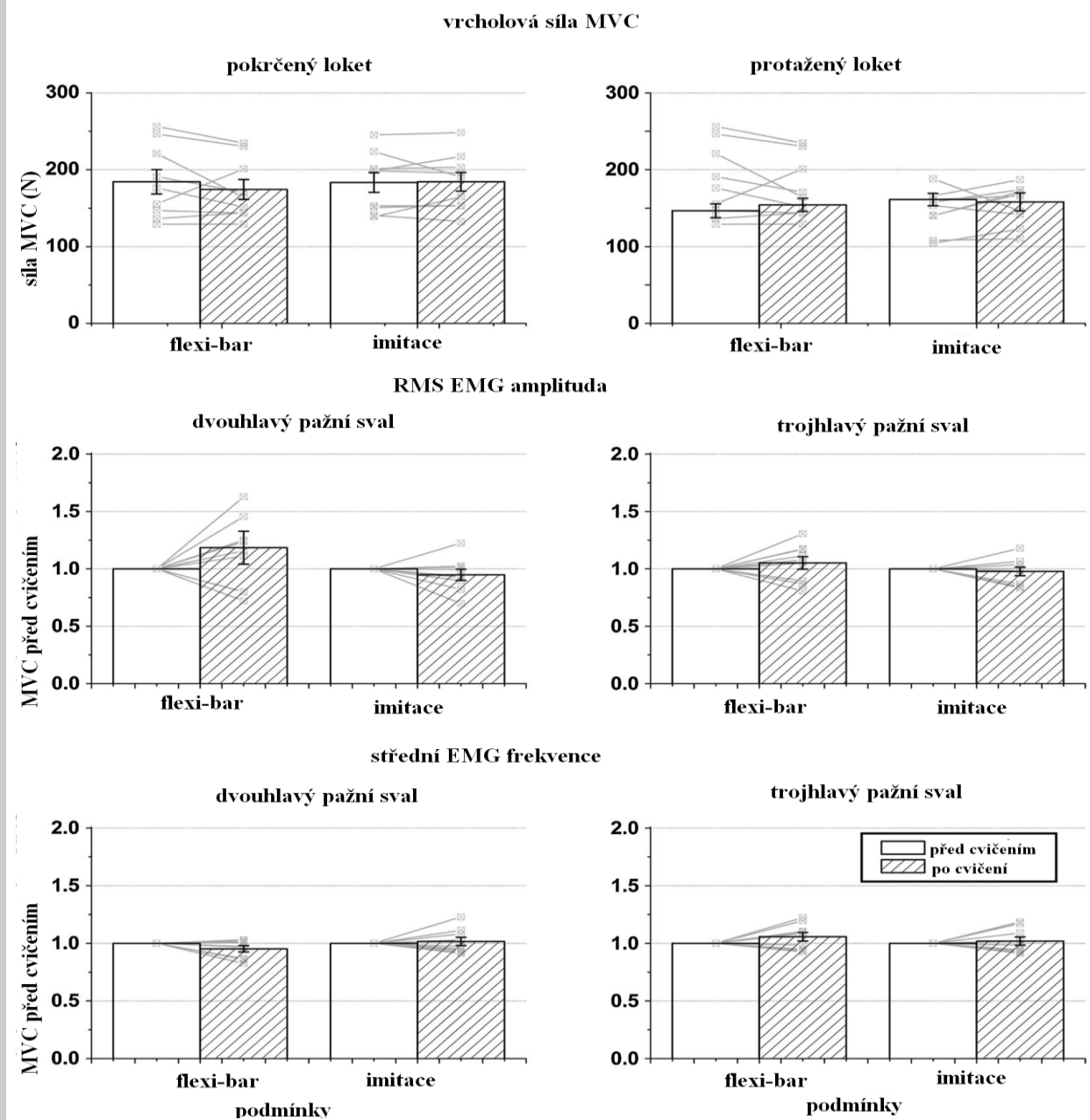
Flexi-bar (bod úchyty X) byly zanedbatelné. Graf rychlosti v bodě X také znázorňuje opakovací kmitočet 5 Hz v pohybu tyče Flexi-bar (5 cyklů·s⁻¹). Obrázek 2B uvádí příklad signálů (úhel lokte a kolene a EMG) zaznamenaných u reprezentativního subjektu během 1 série cviků prováděné s použitím tyče Flexi bar. Interferenční frekvence vyvolaná kmitáním tyče během série cvičení do EMG

signálů byla v obou podmínkách identická u EMG aktivity pažních svalů (5.12 ± 0.05 vs. 5.70 ± 0.11 Hz, Flexi-bar vs. imitace, $p > 0.05$, Obrázek 3), ale u svalů na nohou byla výrazně odlišná (4.49 ± 0.10 vs. 2.39 ± 0.05 Hz, Flexi-bar vs. imitace, $p < 0.0001$, Obrázek 3).

Průměrný úhel pokrčeného loketního kloubu ($17.3 \pm 0.8^\circ$ vs. $17.4 \pm$

0.6°) a hodnoty úhlové rychlosti ($52 \pm 6^\circ \cdot s^{-1}$ vs. $48 \pm 6^\circ \cdot s^{-1}$) zaznamenané v průběhu sérií cvičení mezi oběma podmínkami

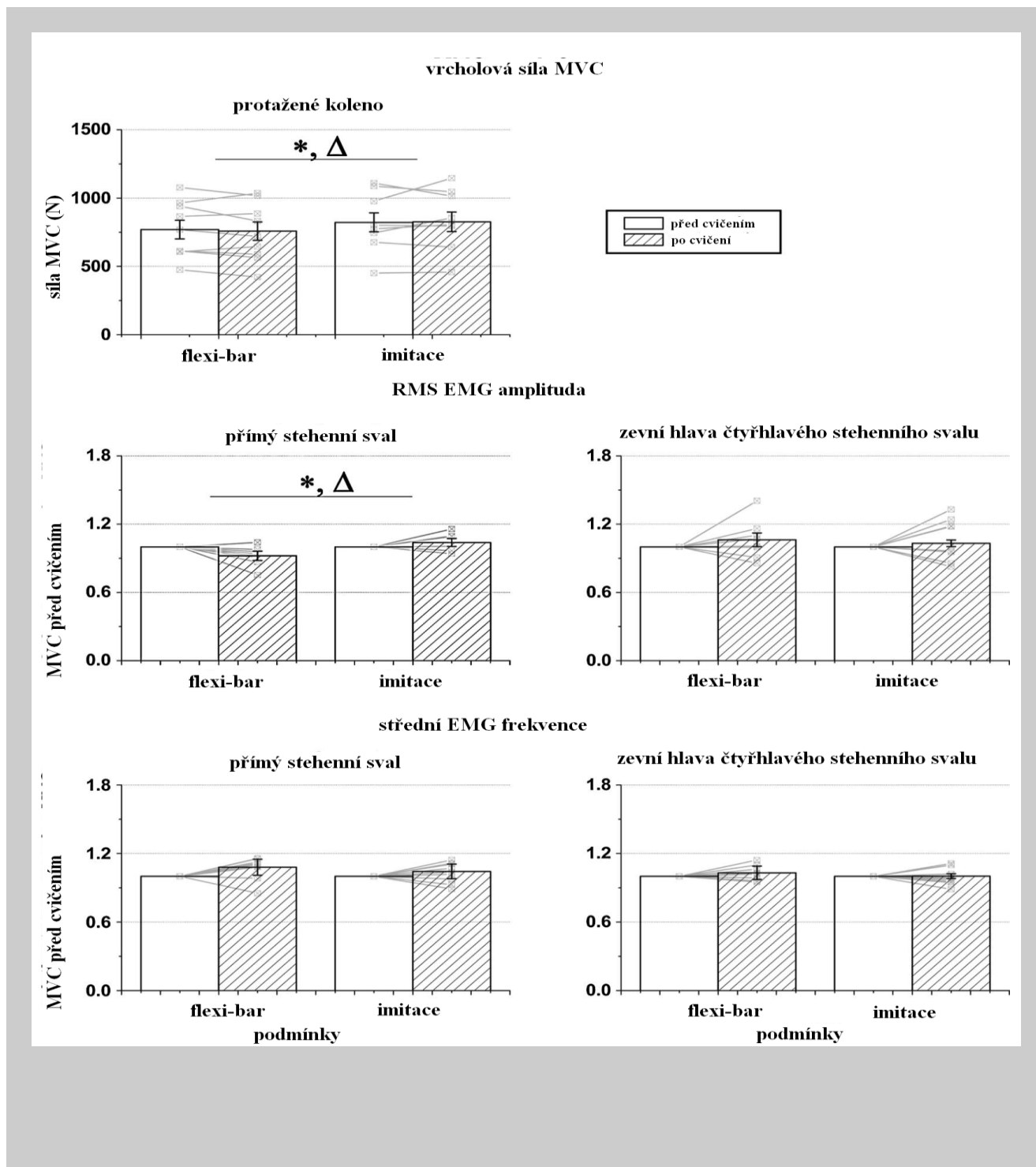
odpovídaly (Flexi-bar vs. imitace, $p > 0.05$, Obrázek 4).



EMG aktivita pažních svalů měla výrazně vyšší RMS amplitudy (BB: $203 \pm 227\%$, $p = 0.029$; TB: $177 \pm 234\%$, $p = 0.012$) a výrazně nižší střední spektrální frekvenci (BB: $-32 \pm 25\%$, $p = 0.015$; TB: $-40 \pm 13\%$, $p < 0.001$) při cvičení s tyčí Flexi-bar než s imitací této tyče (hlavní účinek podmínek, Obrázek 4). Střední EMG frekvence byla také výrazně nižší

v posledních 10 vteřinách než v prvních 10 vteřinách sérií u obou testovaných pažních svalů (BB, $-8 \pm 9\%$, $p = 0.015$; TB, $-11 \pm 9\%$, $p = 0.001$), ale EMG amplituda se v průběhu času u svalu TB výrazně nezměnila a u svalu BB se na konci série

cviků zvyšovala ($37 \pm 75\%$, $p = 0.057$) (Obrázek 4).



Průměrný úhel při pokrčení kolenního kloubu ($18.5 \pm 1.0^\circ$ vs. $18.8 \pm 0.5^\circ$) se mezi pokusy nelišily (hlavní účinek podmínek, Flexi-bar vs. imitace, $p > 0.05$, Obrázek 5), ale úhlová rychlost kolene byla výrazně vyšší při použití tyče Flexi-bar ve srovnání s pokusy provedenými pomocí imitace této tyče ($15.5 \pm 1^\circ \cdot s^{-1}$ vs. $12.5 \pm 1^\circ \cdot s^{-1}$, Flexi-bar vs. imitace, $p = 0.024$, Obrázek 5). V obou podmínkách bylo také na konci série pozorováno malé, ale významné snížení

úhlu pokrčení kolene ($-2 \pm 1\%$ vs. $-1.7 \pm 0.5\%$, Flexi-bar vs. imitace, $p = 0.007$, Obrázek 5). Zároveň byly při cvičení s tyčí Flexi-bar pozorovány výrazně vyšší RMS amplitudy EMG aktivity svalů na nohou než při cvičení s imitací (hlavní účinek podmínek; RF: $32 \pm 36\%$; VL: $57 \pm 37\%$, $p = 0.001$, $p = 0.03$), ale střední EMG frekvence se mezi oběma pokusy nelišily ($p >$

0.05, Obrázek 5). U obou svalů na nohou se také objevil

výrazný časový projev na RMS EMG amplitudu (RF: $17 \pm 11\%$, $p < 0.001$; VL: $14 \pm 15\%$, $p = 0.011$) i střední EMG frekvenci (RF: $-10 \pm 7\%$, $p = 0.001$; VL: $-4 \pm 2\%$, $p = 0.008$) (Obrázek 5).

Změny výkonu svalů vyvolané cvičením byly hodnoceny srovnáním měření parametrů MVC při pokrčení a protažení lokte a protažení kolene prováděného před a po cvičení. Obrázek 2 uvádí příklady signálů síly a EMG signálů zaznamenaných u reprezentativního subjektu během testování síly MVC při protažení kolene (Obrázek 2C) a protažení lokte (Obrázek 2D). Při těchto testech síly MVC nebyly na EMG parametrech a parametrech síly, které určují aktivitu a výkon pažních svalů, pozorovány žádné rozdíly závislé na čase nebo podmínkách (Obrázek 6). Ale výrazné rozdíly v působení podmínek a vzájemného působení podmínek a času byly shledány při srovnání hodnot síly MVC ($p = 0.048$) při protažení kolene a RF EMG amplitudy ($p = 0.039$, Obrázek 7), měřených po a před cvičením. Na rozdíl od pokusů s imitací byla při pokusech s tyčí Flexi-bar obě tato měření po cvičení nižší než před cvičením (MVC: $-3 \pm 7\%$ vs. $+3 \pm 9\%$, $p = 0.048$; RF RMS: $-8 \pm 5\%$ vs. $+4 \pm 9\%$, $p = 0.039$; Flexi-bar vs. imitace; Obrázek 7). EMG aktivita svalu VL nebyla při provádění MVC nijak výrazně ovlivněna, ani podmínkami ani časem ($p > 0.05$, Obrázek 7).

HODNOCENÍ

Hlavním zjištěním této studie bylo, že cvičení prováděné s tyčí Flexi-bar v podřepu jedné nohy vyvolalo konkrétní okamžité změny v aktivitě svalů, které byly přímo zapojené ve cvičení. Během cvičení prováděného s tyčí Flexi-bar bylo možné pozorovat výrazně vyšší EMG amplitudu a nižší EMG střední spektrální frekvenci v aktivitě svalů, které byly v blízkosti tyče Flexi-bar (tzn. na paži, která tyč držela), ve srovnání s kontrolním pokusem provedeným s použitím imitace této tyče. Amplituda EMG aktivity zkoumaných svalů na nohou (RF a VL) byla také výrazně zvýšená při použití tyče Flexi bar, ale výkonové EMG spektrum nebylo různými podmínkami nijak výrazně ovlivněno. V aktivitě svalů na pažích i na nohou byly také pozorovány významné změny závislé na faktoru času (zvýšená EMG amplituda a snížená hodnota MDF na konci série cvičení). Tento model změny v průběhu času se mezi oběma podmínkami nijak výrazně nelišil, což naznačuje, že k pozorovaným časovým účinkům došlo pravděpodobně z důvodu adaptace svalové aktivity na delší cvičení nebo kvůli počátečním projevům únavy.

Po cvičení s tyčí Flexi-bar se neobjevily žádné změny v izometrické síle protažení nebo pokrčení lokte, z čehož vyplývá, že samotný podnět vycházející z tyče Flexi-bar nebyl natolik silný a/nebo cvičení nebylo natolik dlouhé, aby došlo k nějakým výrazným doznívajícím změnám ve výkonu pažních svalů po cvičení. Bylo však pozorováno výrazné snížení v izometrické síle při protažení kolene po cvičení. Zdá se, že kombinace nestabilního postoje, způsobeného podřepem na jedné noze, a cvičení s tyčí Flexi-bar stačila k tomu, aby

vyvolala okamžité doznívající změny v aktivaci a výkonu svalů na nohou.

Úhel kolenního a loketního kloubu a úhlová rychlost lokte se při pokusech nelišily, což dokazuje to, že kinematické podmínky cvičení s tyčí Flexi-bar byly při cvičení s imitací tyče perfektně zopakovány. Hodnoty ICC pro měření síly a EMG, vypočtené z údajů nashromážděných během testů MVC před cvičením v obou pokusech, prokázaly relativně dobrou spolehlivost v souvislosti s předchozím uvedeným spolehlivostním měřením maximálního točivého momentu a EMG při dynamických a izometrických kontrakcích (20). A proto rozdíly pozorované u parametrů síly MVC a u parametrů svalové aktivity (EMG amplituda a MDF) v různých podmínkách nelze považovat za rozdíly v charakteristikách postoje či za proměnlivost dat.

Smyslem tyče Flexi bar je přenášet vibrační podnět o velmi nízké frekvenci (5 Hz) v bodě kontaktu (ruka) do zbytku těla, ačkoliv až do dneška to nebylo stanoveno přímo. Je známo, že mechanické vibrace způsobují rušení EMG signálu ve frekvenci předané vibrace (2). V této studii odhalila analýza výkonového spektra EMG signálu, provedená před odstraněním uměle vytvořených pohybů, maximální frekvence ve výši asi 5 Hz v aktivitě svalů na nohou a pažích při pokusu s tyčí Flexi-bar a v aktivitě svalů na pažích při pokusech s imitací této tyče, i když tato frekvence byla značně nižší (Obrázek 3). U pokusů s imitací tyče byla pozorována Interferenční spektrální maxima v aktivitě svalů na nohou při 2.4 ± 0.1 Hz. To značí, že při cvičení s tyčí Flexi-bar se úspěšně předaly vibrace ve výši 5 Hz do pažních svalů. Tato vibrace se účinně přenesly z dlaně, přes paži a trup do svalů na nohou, alespoň tomu tak bylo v podřepu na jedné noze. K popisu přenosu vibrací vyvolaných tyčí Flexi-bar bylo nutné provést přímé měření rychlosti dosažených svalů.

Abercromby a kol. nedávno popsali přenos vibrací tělem, pokud subjekt stojí na desce, která slouží k přenosu vibrací celým tělem (1). Muskuloskeletární soustava se opírá o řadu pasivních mechanismů, které zeslabují amplitudu a frekvenci průběžné sinusoidní vibrace. Kosti a měkké tkáně jsou 2 důležité biologické materiály, které jsou schopné zabránit šíření takového podnětu. Ale když jsou vystaveny delší vibraci, pak samotné tyto pasivní mechanismy nemohou úspěšně utlumit výslednou sílu (14) a je třeba, aby zapůsobil aktivní mechanismus, který zahrnuje svalovou aktivaci a změny v segmentové geometrii a zabránil tak důsledku v podobě zranění nejbližších částí těla (19).

Aktuální výsledky prokázaly výrazně vyšší EMG amplitudu (všechny zkoumané svaly) a nižší hodnotu MDF (pažní svaly) EMG výkonového spektra při použití tyče Flexi bar ve srovnání s imitací této tyče. Jelikož kinematické údaje pokusů si odpovídají, pak tyto rozdíly mohou souviset s vibracemi vyvolanými tyčí Flexi bar (5 Hz). Ale nelze určit, zda pozorované rozdíly v aktivaci a výkonu svalstva při různých podmínkách a jejich změny v průběhu času jsou způsobeny samotnou tyčí nebo pohybem těla

vyvolaným použitím tyče Flexi bar. Zvýšená amplituda EMG svědčí o zvýšené aktivaci svalů (uzpůsobení úhlové rychlosti a zapojení motorické jednotky). Pokles střední frekvence odráží obvodové (snížení akčního potenciálu přenášení rychlosti u svalových vláken) a centrální (synchronní spuštění zapojených

motorických jednotek a zapojení nových motorických jednotek) změny (3,28). Je nepravděpodobné, že tyto rozdíly jsou způsobeny únavou v prvních 10 vteřinách série cviků. Pozorované nižší hodnoty MDF v pokusech s tyčí Flexi-bar jsou s největší pravděpodobností způsobeny zvýšenou synchronizací motorických jednotek vyvolanou vibracemi, jak je naznačeno výše (23).

RMS EMG amplituda v průběhu času výrazně vzrostla (posledních 10 vteřin ve srovnání s prvními 10 vteřinami série) ve svalech BB, RF a VL. Zároveň bylo pozorováno snížení v průběhu času u hodnot MDF u všech zkoumaných svalů, což naznačuje vývoj únavy svalů při obou podmínkách experimentu (4,21). S největší pravděpodobností dochází k větším změnám v EMG aktivitě svalů na nohou (RF a VL) v průběhu času kvůli zvýšené potřebě stability držení těla při provádění cvičení v podřepu na jedné noze spíše než kvůli působení vibračního podnětu (2,7). Již dříve bylo prokázáno, že vibrace celého těla působící v podřepu na jedné noze, vytvářela výrazně větší EMG amplitudy svalů než v podřepu na obou nohách (31), což potvrzuje výsledky této studie. Při pokusech s tyčí Flexi-bar byly tyto myoelektrické projevy svalové únavy následovány malým poklesem (výrazným u protaženého kolene a nevýrazným u pokrčeného lokte) síly MVC po cvičení, což naznačuje zvýšenou svalovou únavu v porovnání s pokusy používajícími imitaci tyče.

PRAKTICKÉ VYUŽITÍ

Schopnost tyče Flexi-bar přenášet na svalstvo silnější cvičební podnět při submaximálním cvičení se jeví slibně. Kmitání tyčí Flexi bar vytváří vibrace o velmi nízké frekvenci buď přímo pohybem tyče, nebo nepřímo zvětšením pohybu těla. Takto se zvýšila úroveň svalové aktivace při cvičení s tyčí Flexi-bar. V důsledku toho bylo docíleno většího rozvoje únavy (menší tvorba maximální izometrické síly při protažení kolene), což by možná mohlo zvýšit účinnost průběhu cvičení zvláště při rehabilitaci nebo u slabých jedinců, kde lze provádět pouze cvičení s nízkou intenzitou nebo krátkou dobou trvání. K tomu, aby bylo určeno, za průběžné cvičení s tyčí Flexi-bar může být účinnou cvičební metodou, je třeba provést další šetření.

POUŽITÁ LITERATURA

- Abercromby, AFJ, Amonette, WE, Layne, CS, McFarlin, BK, Hinman, MR, and Paloski, WH. Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *Med Sci Sports Exerc* 39: 1794–1800, 2007.
- Abercromby, AFJ, Amonette, WE, Layne, CS, McFarlin, BK, Hinman, MR, and Paloski, WH. Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Med Sci Sports Exerc* 39: 1642–1650, 2007.
- Bigland-Ritchie, B, and Woods, JJ. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve* 7: 691–699, 1984.
- Bosco, C, Cardinale, M, and Tsarpela, O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *Eur J Appl Physiol* 79: 306–311, 1999.
- Bosco, C, Cardinale, M, Tsarpela, O, Colli, R, Tihanyi, J, von Duvillard, SP, and Viru, A. The influence of whole body vibration on jumping performance. *Biol Sport* 15: 157–164, 1998.
- Bosco, C, Iacovelli, M, Tsarpela, O, Cardinale, M, Bonifazi, M, Tihanyi, J, Viru, M, De Lorenzo, A, and Viru, A. Hormonal responses to whole-body vibration in men. *Eur J Appl Physiol* 81: 449–454, 2000.
- Cardinale, M and Lim, J. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *J Strength Cond Res* 17: 621–624, 2003.
- Carlsoo, S. The effect of vibration on the skeleton, joints and muscles. *Appl Ergonomics* 13: 251–258, 1982.
- Cochrane, DJ and Stannard, SR. Acute whole-body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female hockey players. *Br J Sports Med* 39: 860–865, 2005.
- Cochrane, DJ, Stannard, SR, Walmsely, A, and Firth, EC. The acute effect of vibration exercise on concentric muscular characteristics. *J Sci Med Sport* [Epub ahead of print] 2007.
- de Ruiter, C, van Raak, SM, Schilperoort, JV, Hollander, AP, and de Haan, A. The effects of 11 weeks whole body vibration training on jump height, contractile properties and activation of human knee extensors. *Eur J Appl Physiol* 90: 595–600, 2003.
- de Ruiter, CJ, van der Linden, RM, van der Zijden, MJA, Hollander, AP, and de Haan, A. Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise. *Eur J Appl Physiol* 88: 472–475, 2003.
- Delecluse, C, Roelants, M, and Verschueren, S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med Sci Sports Exerc* 35: 1033–1041, 2003.
- Derrick, TR, Dereu, D, and McLean, SP. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Med Sci Sports Exerc* 34: 998–1002, 2002.
- Erskine, J, Smillie, I, Leiper, J, Ball, D, and Cardinale, M. Neuromuscular and hormonal responses to a single session of whole body vibration exercise in healthy young men. *Clin Physiol Funct Imaging* 27: 242–248, 2007.
- Hazell, TJ, Jakobi, JM, and Kenno, KA. The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Appl Physiol Nutr Metab* 32: 1156–1163, 2007.
- Issurin, VB and Tenenbaum, G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci* 17: 177–182, 1999.
- Issurin, VB, Tenenbaum, G, and Liebermann, DG. Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *J Sports Sci* 12: 561–566, 1994.
- Lafortune, MA, Lake, MJ, and Henning, EM. Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *J Biomech* 29: 1531–1537, 1996.
- Larsson, B, Karlsson, S, Eriksson, M, and Gerdle, B. Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions. *J Electromyogr Kinesiol* 13: 281–287, 2003.
- Luo, J, McNamara, B, and Moran, K. A portable vibrator for muscle performance enhancement by means of direct muscle tendon stimulation. *Med Eng Phys* 27: 513–522, 2005.
- Luo, J, McNamara, B, and Moran, K. Influence of resistance load on electromyography response to vibration training with submaximal isometric contractions. *Int J. Sports Sci Eng* 1: 45–54, 2007.

23. Martin, BJ and Park, HS. Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 75: 504–511, 1997.
24. McBride, JM, Porcari, JP, and Scheunke, MD. Effect of vibration during fatiguing resistance exercise on subsequent muscle activity during maximal voluntary isometric contractions. *J Strength Cond Res* 18: 777–781, 2004.
25. Mester, J, Kleinoder, H, and Yue, Z. Vibration training: benefits and risks. *J Biomech* 39: 1056–1065, 2006.
26. Mileva, KN, Naleem, AA, Biswas, SK, Marwood, S, and Bowtell, JL. Acute effects of a vibration-like stimulus during knee extension exercise. *Med Sci Sports Exerc* 38: 1317–1328, 2006.
27. Moran, K, McNamara, B, and Luo, J. Effect of vibration training in maximal effort (70% 1RM) dynamic biceps curls. *Med Sci Sports Exerc* 39: 526–533, 2007.
28. Petrofsky, JS. Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 41: 1–15, 1979.
29. Rittweger, J, Beller, G, and Felsenberg, D. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clin Physiol* 20: 134–142, 2000.
30. Rittweger, J, Mutschelknauss, M, and Felsenberg, D. Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. *Clin Physiol Funct Imaging* 23: 81–86, 2003.

31. Roelants, M, Verschueren, SMP, Delecluse, C, Levin, O, and Stijnen, V. Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercises. *J Strength Cond Res* 20: 124–129, 2006.
32. Rubin, C, Pope, M, Fritton, JC, Magnusson, M, Hansson, T, and McLeod, K. Transmissibility of 15-Hz to 35-Hertz vibrations to the human hip and lumbar spine: determining the physiological feasibility of delivering low-level anabolic mechanical stimuli to skeletal regions at greatest risk of fracture because of osteoporosis. *Spine* 28: 2621–2627, 2003.
33. Torvinen, S, Kannus, P, Sievänen, H, Järvinen, TAH, Pasanen, M, Kontulainen, S, Järvinen, TLN, Järvinen, M, Oja, P, and Vuori, I. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med Sci Sports Exerc* 34: 1523–1528, 2002.
34. Torvinen, S, Kannus, P, Sievänen, H, Järvinen, TAH, Pasanen, M, Kontulainen, S, Järvinen, TLN, Järvinen, M, Oja, P, and Vuori, I. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clin. Physiol Phys Funct* 22: 145–152, 2002.
35. Torvinen, S, Sievänen, H, Järvinen, TAH, Pasanen, M, Kontulainen, S, and Kannus, P. Effect of 4 minute vertical whole-body vibration on muscle performance and body balance: a randomized cross-over study. *Int J Sports Med* 23: 374–379, 2002.
36. Wakeling, JM, Nigg, BM, and Rozitis, AI. Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *J. Appl Physiol* 93: 1093–1103, 2002.