



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA



Klinika rehabilitačního lékařství 3. LF UK

Petr Křepelka

Zlepšení stereotypu abdukce
v ramenním kloubu pomocí powerballu
*Shoulder abduction stereotype improvement due
to powerball exercise*

Bakalářská práce

Praha, duben 2008

Autor práce: Petr Křepelka

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Bakalářský studijní obor: Fyzioterapie

Vedoucí práce: **as. MUDr. Jan Vacek**

Pracoviště vedoucího práce: **Klinika rehabilitačního lékařství**

Datum a rok obhajoby: 9.6.2008

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci zpracoval samostatně a použil jen uvedené prameny a literaturu. Současně dávám svolení k tomu, aby tato diplomová/bakalářská práce byla používána ke studijním účelům.

V Praze dne 6.4.2008

Petr Křepelka

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval as.MUDr.Janu Vackovi za metodické vedení a množství věcných informací, které mi pomohly zpracovat zvolenou práci.

Obsah

ÚVOD	6
OBECNÁ ČÁST	7
Kineziologie ramenního kloubu. Pro pochopení problematiky	7
Svaly ramenního pletence	7
Svaly kolem ramenního kloubu.	8
Pohyby v ramenním kloubu.....	10
Ramenní spojení z pohledu biomechaniky.....	12
Poruchy ramenního kloubu	13
<i>Syndrom bolestivého ramene</i>	13
<i>Diferenciálně diagnostický proces</i>	16
<i>Léčba poruch ramenního kloubu</i>	17
Elektromyografie	18
<i>Elektrická aktivita činného svalu – akční potenciál</i>	19
<i>Aktivita</i>	19
<i>Praktické využití elektromyografie</i>	20
Powerball.....	21
<i>Praktické cvičení s powerbalem</i>	22
PRAKTICKÁ ČÁST	27
Cíl práce	27
Metodika	27
Výsledky.....	31
Diskuse	53
Závěr.....	56
SOUHRN	57
SUMMARY	58
LITERATURA	59

Úvod

Prevalence onemocnění ramenního kloubu s muskuloskeletální symptomatologií je velmi častá. Podle literárních údajů se pohybuje mezi 7-36% a je za algickým syndromem krční páteře a bolestmi zad třetím nejčastějším onemocněním, které přivádí pacienta do praxe fyzioterapeuta¹. Vysokým rizikem postižení jsou zatížení zejména lidé s jednostrannou fyzickou zátěží, sportovci (golfisté, plavci, tenisté) a specificky manuálně pracující jedinci (tapetáři, malíři, stomatologové, dělníci v pásové výrobě)^{2,3}. Kromě dodržování pracovní hygieny, zásad bezpečného provozu na rizikových pracovištích a uvážlivé a odborné vedení tréninku sportovců v odvětvích s hrozící jednostrannou zátěží je velmi důležitá prevence těchto nebezpečných poruch. Dominantním preventivním opatřením je pravidelné a vyvážené cvičení s cílem vytvořit a udržet symetrický vývoj muskulatury⁴. Efektivita tohoto postupu byla doložena četnými vědeckými studii. Fyzioterapie představuje též dominantní léčebnou modalitu v řešení zmíněných muskuloskeletálních onemocnění^{5,6}. Kromě tradičních technik cvičení se setkáváme s množstvím moderních metod posilování. Každá nově uvedená technika musí být podrobně prověřena. Je třeba ověřit její účinnost a zejména vyloučit možné škodlivé vlivy na zdraví cvičence. Jednou z takových metod je pomůcka „powerball“. Její princip je velmi zajímavý, cvičení snadné a zábavné. Zajímalo mě, zda by tato metoda mohla nalézt širšího uplatnění v prevenci a léčbě muskuloskeletálních poruch ramenního kloubu. Přes značnou popularitu powerballu doposud neexistují žádné vědecké práce, které by se účinností pomůcky zabývaly. Soubor jednoduchých cviků svalů ramenního pletence a jeho vliv na svalovou koordinaci stanovenou pomocí elektromyografie jsem zvolil jako osovou metodu mé práce.

Obecná část

Kineziologie ramenního kloubu. Pro pochopení

problematiky zlepšení svalové funkce pletence ramenního je třeba detailní pochopení složité kineziologie ramenního kloubu. Tato oblast představuje spojení mezi horní končetinou a osovým orgánem. Patří zároveň do sféry podpůrné a zabezpečovací hybnosti hrubé motoriky.

Svaly ramenního pletence. M. trapezius se dělí na 3 hlavní funkční části. Dolní část uskutečňuje depresi ramene a lopatky. Střední část posouvá rameno dozadu a addukuje lopatku. Horní část extenduje hlavu proti šíji, rotuje ji kontralaterálně a elevuje ramenní pletenec. Jako celek přitlačuje m. trapezius obě lopatky k hrudníku. Je nezbytný pro zpevnění ramenního pletence při nesení těžšího břemene. Aktivita m. trapezius má vliv na držení těla. Důvodem je jeho zapojení do několika funkčních řetězců, které propojují segmentovanou osu hrudní a krční páteře a s horními končetinami. M. rhomboideus major et minor spojují hrudní a dolní krční páteř s lopatkou. Přitahuje lopatku směrem k páteři a současně rotuje lopatku. Dolní úhel lopatky je stáčen mediálně. Při poruše m. rhomboideus se stáčí dolní úhel lopatky laterálně. M. levator scapulae spojuje lopatku a krční páteř. Účastní se na laterální flexi krční páteře, zpevňuje ramenní pletenec a zvedá horní úhel lopatky. Nošení břemene v rukou vede k zatěžování úponu na horním úhlu lopatky. Z tohoto důvodu bývá proto často bolestivý spolu s úpony na krční páteři. Oslabený m. levator scapulae má za následek změnu postavení lopatky poklesem tahu za její horní úhel. M. serratus anterior spojuje žebra s lopatkou. Umožňuje vzpažení, fixuje a stáčí lopatku dolním úhlem laterálně. Podílí se navíc na abdukci paže. Dolní část umožňuje vzpažení nad horizontálu. Střední část představuje antagonistu transverzálních snopců. Kraniální část elevuje horní úhle lopatky. V případě, že dojde k paréze tohoto svalu, dolní úhel lopatky stáčí mediálně. Lopatka dále odstává od páteře svým margo vertebralis. Vázne vzpažení nad horizontálu.

Vzniklá porucha se projeví jako scapula alata – odstátá lopatka. M. pectoralis minor spojuje žebra s processus coracoideus na lopatce. Provádí abdukci lopatky a depresi ramenního pletence, dolní úhel lopatky posouvá kraniálně. M. subclavius spojuje klíční kost s 1. žebrem, provádí depresi ramenního pletence a lopatky. Tyto uvedené svaly mají zásadní vliv pro klidové nastavení polohy segmentů v ramenním kloubu. Svaly kolem lopatky tvoří dvojice. Jejich vzájemný rozdíl v aktivaci umožňuje pohyb lopatky, ale i její fixaci v libovolné poloze⁹. Koordinaci svalů a jejich funkce prezentuje tabulka 1.

Tabulka 1

Dvojice svalů		Funkce
mm. rhomboidei	m. serratus anterior	rotace lopatky
m. levator scapulae	dolní část m. trapezius	elevace a deprese lopatky
m. pectoralis minor	horní část m. trapezius	předklon a záklon lopatky
m. serratus anterior (horní a střední část)	střední část m. trapezius	abdukce a addukce lopatky

Tyto partnerské dvojice fixují s ostatními svaly lopatku. Tím také pomáhají fixovat polohu jamky ramenního kloubu tvořící opornou bázi hlavice humeru pro pohyb paže. Pomocí testování různých směrů pohybu v ramenním kloubu získáme informaci o svalových skupinách, které se na vyšetřovaném pohybu podílejí.

Svaly kolem ramenního kloubu. M. deltoideus spojuje lopatku s klíční kostí a s humerem. Obsahuje 3 funkčně odlišné

části. Zadní část provádí horizontální extenzi. Podporuje zevní rotaci a extenzi paže. Střední část uskutečňuje abdukci paže. Přední část provádí ventrální flexi paže, působí při antevertzi ramene, abdukci, vnitřní rotaci paže a horizontální addukci. Tonus tohoto svalu je důležitý k udržení hlavice glenoidálního kloubu v kloubní jamce. Tím přispívá ke stabilizaci ramenního kloubu. V případě parézy m. deltoideus vážne abdukce paže. Abdukci je však možné provést až k 90° aktivitou m. supraspinatus. Abdukci paže nejprve začíná m. supraspinatus než m. deltoideus. Postupně si ale svoje role v průběhu pohybu vyměňují. **M. infraspinatus** spojuje humerus s lopatkou. Dělá horizontální extenzi paže a zevní rotaci. **M. supraspinatus** spojuje humerus s lopatkou, abdukuje paži do 90° a pomáhá při horizontální extenzi paže. **M. teres major** spojuje humerus s lopatkou. Provádí addukci, horizontální extenzi a vnitřní rotaci paže. **M. teres minor** spojuje lopatku s humerem a působí jako m. infraspinatus. **M. latissimus dorsi** spojuje lopatku s hrudní páteří a s humerem, dělá extenzi a addukci. Podporuje horizontální extenzi paže a vnější rotaci. **M. pectoralis major** se skládá ze 3 částí. Pars clavicularis působí ventrální a horizontální flexi. Účastní se na vnitřní rotaci a addukci paže. Pars sternalis et abdominalis provádějí extenzi, horizontální flexi, addukci. Dále spolupůsobí na vnitřní rotaci paže. **M. subscapularis** spojuje lopatku a humerus. Působí při flexi, addukci, abdukci a horizontální flexi paže, provádí vnitřní rotaci paže. **M. coracobrachialis** spojuje humerus a lopatku. Spolupůsobí při flexi, addukci, zevní i vnitřní rotaci paže. Provádí horizontální flexi. Manžeta zevních rotátorů je tvořena **Mm. supraspinatus, infraspinatus, subscapularis a teres minor**. Chrání a zpevňuje ramenní kloub. Nastavuje polohu hlavice humeru v glenoidální jamce. Podílí se tím na centraci kloubu a i na vzpřímeném držení těla. Vedle těchto svalů ovlivňují pohyb v ramenním kloubu ještě **m. triceps brachii** a **m. biceps brachii**. V oblasti ramene fungují jen jako svaly pomocné, fixační⁹.

Pohyby v ramenním kloubu. Ramenní kloub je složitý

komplex. Skládá se z kulového glenoidálního kloubu a dále z kloubů sternoklavikulárního, akromioklavikulárního a skapulotorakálního.

Ten umožňuje pohyb lopatky po hrudníku. Tato skupina je ještě doplněna subdeltovým kloubem. V tomto kloubu dochází k řasení kloubní burzy – při abdukci paže. Řasení kloubní bursy bývá často zdrojem bolestí v ramenním kloubu při zvedání paže. Kloubní vůle i rozsah pohybu v glenoidálním kloubu jsou velké v porovnání s klouby sternoklavikulárním a akromioklavikulárním. Subdeltový a skapulotorakální kloub nejsou v pravém smyslu spojením kloubním. Mohou se však stát zdrojem potíží, protože jde o třecí plochy. Při upažování se úpon m. supraspinatus na humeru posouvá směrem k zúženému prostoru pod akromioklavikulární kloub. Dochází ke zvrásňování stěny subdeltové bursy při tomto pohybu.

Doprovodným jevem jsou adheze jejích stěn, které se stávají zdrojem bolestivého omezení při abdukci paže. Tento symptom bolestivého upažování se nazývá bursitis subdeltoidea. Jde spíše o důsledek mikrotraumat nebo iritací uvnitř kloubu. Kloubní vůle v glenoidálním kloubu je velká a zároveň je zde velký rozsah pohybů. Pohyby jsou omezovány větší měrou pružným tahem elastických svalů než volným vazivovým kloubním pouzdem. Hlavice humeru se proto může snadněji uvolnit od mělké kloubní jamky ve srovnání s kyčelním kloubem. Proto se setkáváme poměrně často se subluxací až luxací ramenního kloubu. U některých jedinců existuje i habituální luxace. Glenoidální kloub je sférický. Na počátku motorické ontogeneze se nevyžívají všechny stupně volnosti, protože se kojeneček při pokusech o vzpřímení opírá rukama o podložku. Tím používá ramenního kloubu nejčastěji jen jako kloubu kladkového. K uplatňování dalších stupňů volnosti dochází až v průběhu vývoje posturální ontogeneze. Pohyby v ramenním kloubu se vztahují k výchozí poloze vestoje s připažením. Pohyb se testuje v základních rovinách. Elevace paže dopředu (předpažení) je anatomicky označována jako flexe, pohyb

zpět jako extenze. Pokračování extenze – dorsální elevace se nazývá hyperextenzí. Upažení neboli elevace v rovině frontální je označována jako abdukce. Deprese v rovině frontální – připažení se označuje jako addukce. Terminální abdukce, která pokračuje až do vzpažení, je možná jen za přispění funkce svalstva ramenního pletence a svalstva trupu. Pohyb abdukované paže – do 90°, v horizontální rovině se označuje různě. Směrem dopředu se mluví o horizontální flexi (horizontální addukci). Směrem dozadu se mluví o horizontální extenzi (horizontální abdukci). Rozeznávání rotace je podle směru na vnitřní a vnější. Během vnitřní rotace je flektované předloktí pohybováno proti směru hodinových ručiček. Při zevní rotaci naopak ve směru hodinových ručiček. Normálně však probíhá pohyb v ramenním kloubu vždy v několika rovinách současně. Abdukce paže probíhá ve čtyřech fázích. V první fázi do 45° se na počátku při abdukci více uplatňuje n. supraspinatus než m. deltoideus. Ve druhé fázi od 45° do 90° už převládá činnost m. deltoideus. Ve třetí fázi 90°-150° se uplatňuje především m. trapezius a m. serratus anterior. Ve čtvrté fázi do 180° se připojují trupové svaly se svými dlouhými smyčkami. To vede ke zvýšení bederní lordózy a k úklonu. Během flexe paže – v první fázi do 60° pracuje přední část deltoidea, klavikulární část m. pectoralis a m. coracobrachialis. Činnost je bržděna svaly m. teres minor, m. teres major a m. infraspinatus. Druhá fáze (60° – 90°) je přechodem do třetí fáze (90° – 120°). Tam se mění funkce svalu tak, že se přidávají m. trapezius a m. serratus anterior. Brzdí kostosternální část m. pectoralis major a m. latissimus dorsi. Ve čtvrté fázi (120° – 180°) dochází ke zvětšení lordózy a k úklonu. Mediální rotaci působí m. latissimus dorsi, m. pectoralis major, m. teres major a m. suprascapularis. Laterální rotaci působí m. infraspinatus, m. supraspinatus, m. subscapularis a m. teres minor. Při rotačních pohybech dochází k pohybu lopatky a při mediální rotaci se aktivují m. pectoralis minor a m. serratus anterior. Při laterální rotaci se uplatní m. trapezius a m. rhomboidei. Rozsah rotace je přibližně

40° – 45°. Podle Cyriaxe je při poruchách v ramenním kloubu nejprve omezena laterální rotace zkrácením vnitřních rotátorů.

Ramenní spojení z pohledu biomechaniky.

Komponenty pohybového ústrojí nemůžeme považovat za dokonale tuhé, či pružné. Jejich elasticita je doprovázena viskozitou. Ta má za následek viskozní tření. Viskozní vlastnosti jsou příčinou tlumícího efektu. Viskozní vlastnosti pasivních prvků pohybového aparátu (chrupavky, vazy, šlachy, pouzdro, kloub, synoviální tekutina) jsou dány jejich strukturou, stářím, patogenními faktory. Také jsou závislé na jejich protažení, stlačení a na poloze kloubu. Chování kloubu v dynamických podmínkách je hlavně dáno konstitučními vlastnostmi jednotlivých komponent kloubního systému. Jejich elastické a viskózně elastické vlastnosti vytvářejí poté v souhrnu podmínky poddajnosti v kloubu, které jsou dále závislé také na výstavbě a mohutnosti obsluhujícího svalového systému.

Dynamická stránka intraartikulární a extraartikulární složky poddajnosti má velký význam pro správnou funkci kloubu. Při použití pojmu mechanické impedance můžeme schematicky vyjádřit poddajnost v kloubu kombinací účinků dílčích impedancí, které se uplatňují při pohybu segmentu těla a Coulombova tření v kloubu. Impedancí je zde myšlen mechanický odpor proti deformaci jako poměr momentu k úhlové rychlosti. Celková impedance extraartikulárních komponent je potom dána paralelní kombinací impedancí obsluhujících svalů, hmotnosti segmentu a impedance ostatních extraartikulárních komponent, jako je kůže, vazivová tkáň atd. Kloubní reaktivní elastická složka pasivní impedance je vyvolána především vazy, hlavně v krajních polohách extenze a flexe. Míru jejich napnutí se dá těžko posoudit. Velmi těžké je také stanovení účinků napnutého kloubního pouzdra, synoviálních tekutin aj. Velikost napnutí vazů se uvádí obvykle jen rámcově jako napnutí lehké, značné nebo žádné. Z řad experimentů vyplývá, že koeficient tření v kloubu se pohybuje v rozmezí 0,001 – 0,025. Ve statických podmínkách se třecí síla zvětšuje se zvětšováním zátěže. Přímá

měření velikosti celkové mechanické impedance relaxovaného kloubu mohou mít významné uplatnění při rychlé a přesné diagnostice chorob kloubu. Příklad změny poddajnosti v kolenním kloubu způsobené úrazem či nevhodným chirurgickým zákrokem je na obr. 146. Tuhost kloubu je silně závislá na stupni aktivace příslušných sval. To se hlavně projevuje v reaktivní složce celkové mechanické impedance kloubu. Např. odpovídající průměrná konstanta tuhosti náhradní elasticity byla pro relaxovaný kotník $k = 19,8 \text{ Nm rad}^{-1}$, pro zatížený kotník ve směru plantární flexe momentem $M = 2 \text{ Nm}$, $k = 40,6 \text{ Nm rad}^{-1}$. Konstanta tlumení měla průměrnou velikost (ve stejném pořadí zatížení): $D_{\text{relax}} = 0,493 \text{ Ns rad}^{-1}$, $D_{m=1,1} = 0,596 \text{ Ns rad}^{-1}$, $D_{m=2} = 0,677 \text{ Ns rad}^{-1}$. Z těchto údajů je zřejmý účinek svalového předpětí na tlumení v kotníku. Význam účinku řízené poddajnosti kloubu pro jeho spolehlivou funkci v reálných podmínkách činnosti celé soustavy, např. končetiny, je zřejmý např. v některých pohybových činnostech, kdy krátkodobé přetížení až 100 g, působící na končetiny, se projevuje přetížením hlavy pouze 3 – 5g. Dále se ukazuje, že důsledek dlouhodobě působících zátěží na kloub, např. specializovaným sportem, je zřetelný ve změnách hodnot jednotlivých náhradních impedančních komponent (např. extrémní velikost tuhosti a nízké tlumení u hlezenního kloubu atletů – sprinterů proti vysoké hodnotě koeficientu tlumení a zřetelně nižší tuhosti u plavců v témže kloubu) a vyjadřuje stupeň specializované adaptace tréninkem¹⁰.

Poruchy ramenního kloubu.

Syndrom bolestivého ramene. Je definován klinicky potvrzeným omezením hybnosti a zároveň přítomností bolestí v oblasti ramene. Syndrom sám o sobě zahrnuje postižení jedné, ve většině případů dvou a více struktur ramenního kloubu. Patří sem svaly, burzy, šlachy kloubního pouzdra nebo glenoidálního labra.

Etiologie syndromu bolestivého ramene je podle Vecchia (1995): 10% akromioklavikulární patologie - zahrnuje primární poruchy

akromioklavikulárního kloubu a jimi způsobené sekundární změny, 5% z krční páteře- vertebrogenní obtíže při funkčních nebo organických změnách, 11% kapsulitida- zánět kloubních obalů, 65% poruchy svalstva rotátorové manžety, zánětlivé nebo degenerativní, 9% jiné příčiny Diferenciální diagnostika bolestivého syndromu v ramenní oblasti zahrnuje celou řadu heterogenních skeletálních, nervových a myogenních poruch, které jsou uvedeny v přehledu tabulka 2.

Tabulka 2

Poranění akromioklavikulárního kloubu	Poranění cyklistů, kontaktních sportovců, výsledek automobilových nehod.
Bicipitální tendinitis	Zánětlivé postižení šlachy m.biceps brachii, primární či jako sekundární projev přetížení svalu.
Poranění brachiálního plexu	Poranění při kontaktních sportech.
Cervikální diskopatie	Sportovní poranění. Anulární poranění s herniací či bez herniace disku.
Cervikální radikulopatie	Kořenové dráždění nervů v oblasti krční páteře v důsledku těžké manuální práce , vibrací či diskopatie.
Distorse krční páteře	Poranění měkkých tkání krku v důsledku distorse a přepětí krčních svalů časté u sportovců.
Poranění klíční kosti	Zlomovina klíční kostí působením přímého či

	nepřímého násilí, časté u kontaktních sportů.
Infraspinatový syndrom	Supraskapulární neuropatie častá u sportů vyžadujících pohyb horních končetin nad hlavou v abdukci či extrémní rotaci.
Myofasciální bolest	Výsledek jednostranného přetěžování svalů, které často setrvávají v kontrahovaném stavu, vedoucí k jejich trvalému zkrácení.
Poranění rotátorové manžety	Různý stupeň poranění rotátorové manžety v důsledku přetížení ramenního kloubu.
Dislokace ramenního kloubu	Vykloubení glenohumerálního kloubu v důsledku působení přímého násilí na ramenní kloub.
Porucha labrum superius	Poranění ramenního kloubu sportovců často v souvislosti s poraněním dlouhé hlavy m.biceps brachii.
Supraspinatová tendonitis	Zánětlivé postižení supraspinátové oblasti v důsledku opakovaného přetěžování m.supraspinatus.
Plavecké rameno	Výsledek přetěžování ramenního kloubu u vrcholových plavců.
Skalenový syndrom	Bolestivý stav způsobený

	útlakem nervových struktur mezi m.scalenus , prvním žebrem, nebo klíční kostí.
--	--

Komplikovanost etiologických faktorů bolestí v ramenní oblasti vyžaduje vyšetření lékařem vždy, nastane-li bolest náhle a je provázena omezením hybnosti v ramenním kloubu¹¹.

Diferenciálně diagnostický proces. Pro **trauma rotátorové manžety, měkkých tkání, glenoidálního labra nebo vazů** je typické trauma v anamnéze, rentgenologické vyšetření může být negativní. Náhle vzniklá bolest plně invalidizující pacienta a vylučující fyzikální vyšetření svědčí obvykle pro **diagnózu „zmrzlého ramene“**. Vyznačuje-li se kapsulární vzorec omezením a bolestí při zevní rotaci a je-li dominující omezení zevní rotace a abdukce jedná se patrně o **zánět kloubního pouzdra při artritidě a zmrzlém rameni**. Další vyšetření by se mělo zaměřit na možnou zánětlivou etiologii infekční, borreliovou či revmatickou. Je-li zřejmý kloubní výpotek, doplní diagnostiku punkce kloubu k podrobné analýze punktátu. Extrémně bolestivá abdukce paže ve středním rozsahu 60° – 120° svědčí pro **impingement syndrom**. Jedná se o poškození šlach rotátorové manžety nebo komprese subakromiálního prostoru jiného původu (bursitida). Oproti kapsulitidě vykazuje impingement syndrom nápadnější bolestivost a omezení vnitřní rotace. Postižení akromioklavikulárního kloubu se projevuje bolestivostí při elevaci paže v posledních 10° – 20° plné elevace. K upřesnění diagnózy je nutný cílený rentgenový

snímek postižené oblasti. Bolest provázející pouze určité pohyby při zachování normální hybnosti je známkou **svalové tendinitidy**. Bolest vystřelující po přední straně ramenního kloubu do bicepsu maximálně do úrovně loketního kloubu při flexi paže s odporem (Speedův manévr), jedná se patrně o m.biceps brachi. Tupá noční bolest při zachování normální hybnosti ramene by měla vést k pátrání po přenesené bolesti z jiné oblasti (ischemická choroba srdeční, nádor plicních vrcholů). Naproti tomu tupá noční bolest vystřelující do paže závislá na poloze hlavy, s mírnou úlevou ve dne svědčí nejspíše pro **vertebrogení** původ obtíží. Rentgenologické vyšetření je nezbytné¹².

Léčba poruch ramenního kloubu. Léčebný postup poruch ramenního kloubu je komplexní proces. Zahrnuje edukaci nemocného, konzervativní léčbu medikamentosní zaměřenou na potlačení bolesti, fyzioterapeutickou a ve vybraných případech i léčbu operační. Úspěšná léčba předpokládá přesnou diagnózu. Stanovení diagnózy včasné bez zbytečného prodlení je dalším důležitým předpokladem efektivní léčby. Prvním krokem je podrobná edukace pacienta, dosažení jeho důvěry v léčebný proces a maximální spolupráce. U akutních stavů je nutné dočasné vyloučení pohybů v kloubní oblasti a účinná analgetická léčba, standardně ve formě nesteroidních antirevmatik. Nutná je obvykle krátkodobá pracovní neschopnost zejména při invalidizující noční bolesti. Fyzioterapeutická léčba je efektivní v řešení algického postižení ramenního kloubu¹. Následuje vlastní cílené cvičení na základě podrobné instruktáže nemocného v domácím prostředí či na rehabilitačním oddělení. Ve

vybraných případech je indikovaná léčebná aplikace chladu či tepla na postižené místo. Další možnosti skýtá aplikace terapeutického laseru nižší nebo střední energie, TENS proudy, DD proudy, IF proudy, magnetoterapie, ultrazvuk pulzní či kontinuální. Důležitou zásadou je za každých okolností vyloučit přetěžování postiženého kloubu. Při intenzivním zánětu šlach, burs a kloubního pouzdra je vhodná lokální aplikace steroidních preparátů. V indikovaných případech je řešením chirurgická léčba. Je indikována u netraumatických stavů typu těžká artróza glenohumerálního nebo akromioklavikulárního kloubu provázená velkými bolestmi, dále rekurentní instability s opakovanými spontánními luxacemi ramene, spontánní ruptura dlouhé šlachy bicipitu u mladých jedinců brzy po příhodě, chronická subakromiální burzitida, opakovaná kalcifikující tenditida reagující špatně na konzervativní léčbu. Prognóza pacientů s bolestivým ramenem záleží na stupni a rozsahu postižení měkkých tkání, zejména rotátorové manžety a dalších tkání v subakromiální oblasti. Velmi důležitá je též včasná diagnóza nestabilit ramene v prevenci chronického syndromu bolestivého ramene. Dlouhodobá prognóza velmi záleží na dominanci paží a profesi pacienta. Některé profese je třeba zcela opustit a změnit pracovní zařazení¹³.

Elektromyografie. Elektromyografie je diagnostická metoda vyšetřující intramuskulární nebo povrchovou svalovou aktivitu vyjádřenou elektromyografickým signálem. Tato veličina je výsledkem sledu akčních potenciálů motorických jednotek svalu. Při

svalové aktivaci dochází ke změnám elektrického potenciálu, který prochází přilehlými tkáněmi, podkožím a kůží na povrch těla, kde je detekován povrchovou elektrodou. Intramuskulární elektromyografii lze měřit speciální sondou, která je aplikována přímo do sledovaného svalu. Elektrický povrchový potenciál svalové buňky se pohybuje kolem 70mV. Frekvence jedné motorické jednotky je 6-25 Hz a závisí na velikosti svalu a intenzitě svalové kontrakce. Frekvence stahů jednotlivých motorických jednotek se zvyšuje, dochází-li ke zvětšování síly kontrakce. EMG záznam získán pomocí povrchových elektrod, obsahuje výsledný zázpis interferenční činnosti mnoha motorických jednotek. Frekvence výbojů jednotlivých akčních potenciálů motorických jednotek jsou na sobě nezávislé.

Elektrická aktivita činného svalu – akční potenciál.

(AP). AP vzniká, přestoupí-li depolarizační proud (vzruch) potenciál na úrovni prahu a vyvolá otevření kanálů Na^+ , které vede ke zvýšení "pozitivity" uvnitř buňky a k postupnému rozvoji AP. Je-li sval volně aktivován, šíří se akční potenciál vznikající v motorickém kortexu v mozku pyramidovou drahou k buňkám předních rohů míšních, kde je předáván motoneuronům. Z motoneuronu je AP veden všemi jeho větvemi k jednotlivým svalovým vláknům a dále se šíří po jejich membránách.

Aktivita motorické jednotky (MJ) vzhledem k síle

Hluběji uložené MJ se aktivují při nižších napětích svalu dříve, než MJ na povrchu. Při vyšších aktivitách se aktivita MJ ztrácí v interferenční křivce. Závislost frekvence MJ na napětí nevyjadřuje jednoznačně časové ani prostorové odstupňování síly volní kontrakce celého svalu. Nelze ji tedy využít pro sledování aktivity svalu v tomto směru. Vztah mezi mechanickou a elektrickou aktivitou svalu nelze

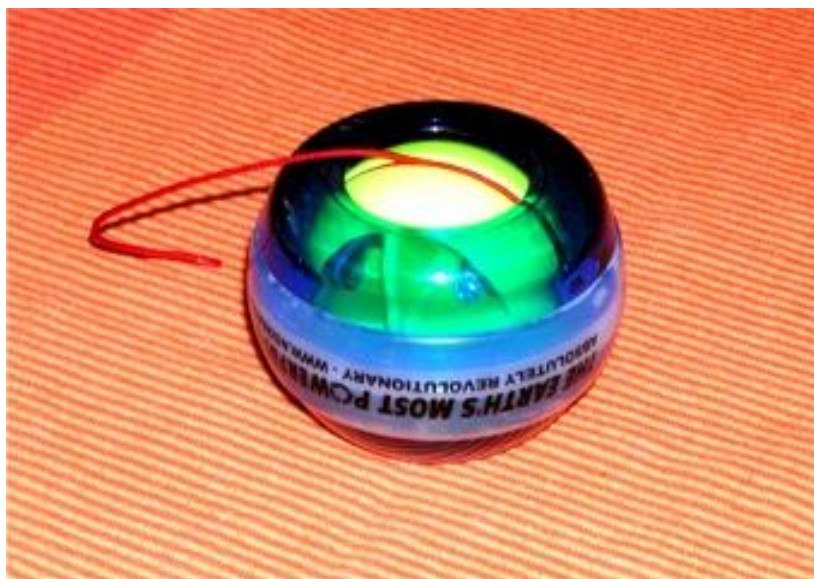
zjednodušit na vztah mechanické aktivity svalu k EA MJ ani v případě, kdy je místo frekvence MJ sledována její amplituda či plocha pod křivkou.

Praktické využití elektromyografie Elektromyografie je používána v diagnostice poruchy nervosvalové jednotky. Tato onemocnění lze rozdělit na neuropatie a myopatie. **Neuropatie** jsou charakterizovány zvýšením akčního potenciálu na dvojnásobek normální hodnoty. Tento jev je výsledkem zvýšení počtu nervových vláken při procesu reinervace denervovaných vláken. Dalším typickým znakem je prodloužení trvání akčního potenciálu a snížení počtu motorických jednotek svalu. **Myopatie** naproti tomu vykazují zkrácené trvání akčního potenciálu, redukci frekvence amplitud akčních potenciálů. Ke zmenšení počtu motorických jednotek dochází pouze u těžkých forem myopatií. Další oblastí využití elektromyografie je kineziologie, vyšetření isometrické svalové aktivity a onemocnění motorické koordinace.

Elektromyografický signál je využitelný v protetice v ovládání elektronických náhrad, jakož i ovládání dalších elektronických pomůcek¹⁴.

Powerball

Obr.1.



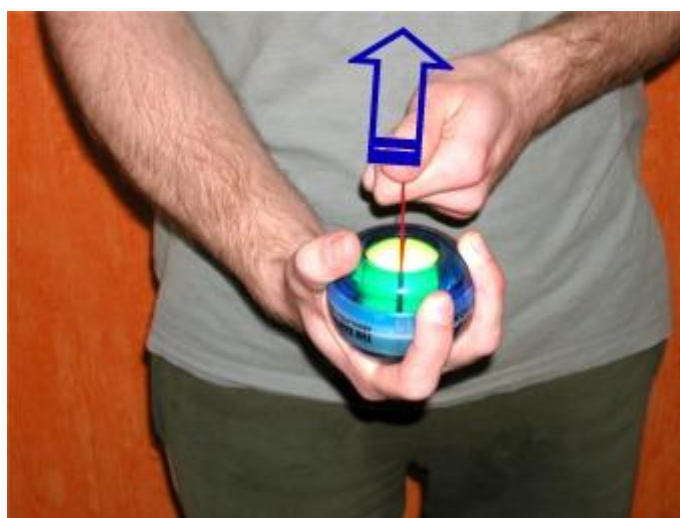
Vznik powerballu se datuje od roku 1979, jako výrobek americké organizace NASA. Zprvu měl sloužit jako posilovací pomůcka pro kosmonauty v beztížném stavu. Pracuje na principu koule rotující kolem osy, jejíž konce jsou zakotveny do ocelového prstence. Po rychlém roztočení se powerball vyznačuje osovou stabilitou, vysokým točivým momentem a tendencí setrvávat v původní poloze. To vede k odolávání silám směřujícím k naklonění osy, a to pohybem kolmým k působící síle. V podstatě to znamená, že síla ruky zvyšuje rotaci powerballu, zároveň se zvyšuje odpor, který je nutno překonat. Rotující objekt přesně reaguje na pohyb ruky. Powerball je doporučován jako cvičební pomůcka nejen sportovcům, ale i hráči na dechové nástroje, jednostranně zatížení jedinci například lidé dlouhodobě pracující s počítači. Ve fyzioterapii je perspektivní v rehabilitaci po léčbě syndromu karpálního tunelu, při onemocnění z opakovaného přepětí (RSI), při zranění zápěstí a tenisovém lokti. Vzhledem ke komplexnímu působení na skeletální svalstvo je potenciálně využitelný v mnoha dalších klinických situacích.

Praktické cvičení s powerbalem

Aktivace powerballu

Powerbal lze uvést do pohybu pomocí provázku, který je navinut na drážku rotoru a jeho prudké vytažení je impulzem zahájení rotace. Ta je pak udržována rytmickým pohybem ruky. Pozvolné zvyšování pohybu ruky zvyšuje frekvenci otáček rotoru.

Obr.2



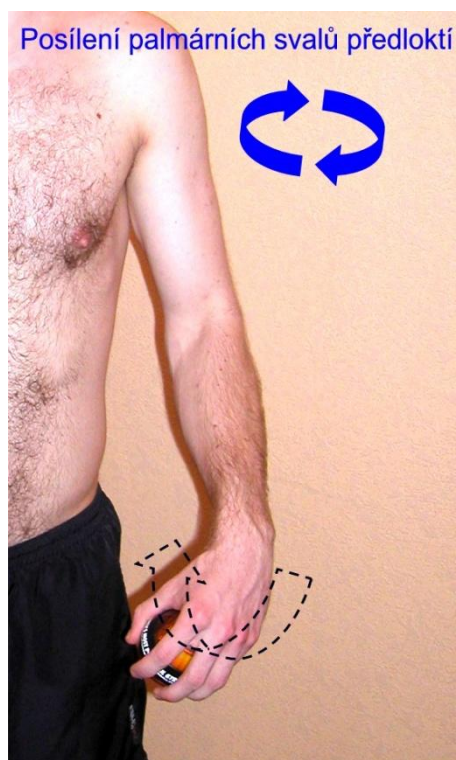
Alternativně lze uvést rotor powerballu do pohybu roztočením pomocí dlaně.

Obr.3.



Cvičení jednotlivých svalových skupin

Obr.4



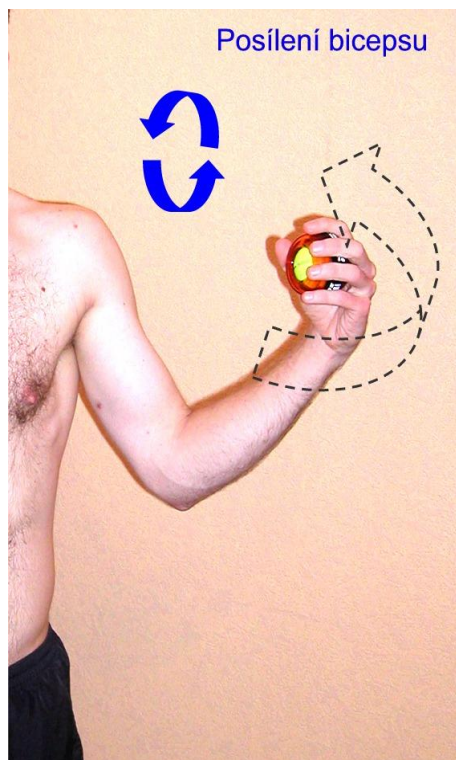
1. Paže mírně abdukována a v loketním kloubu mírně flektovaná v pronačním postavení rotuje powerballem proti směru hodinových ručiček.

Obr.5



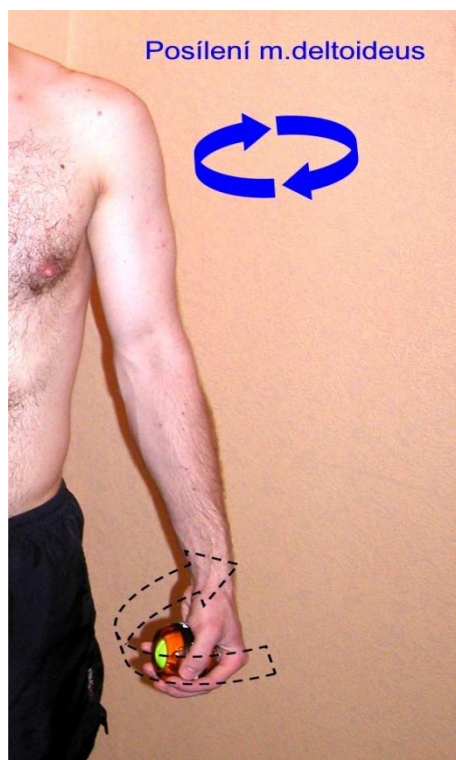
2. Paže mírně abdukována a v loketním kloubu mírně flektovaná v supinačním postavení rotuje powerballem proti směru hodinových ručiček.

Obr.6



3.Paže mírně abdukováná a v loketním kloubu více flektovaná v supinačním postavení rotuje powerballem proti směru hodinových ručiček.

Obr.7



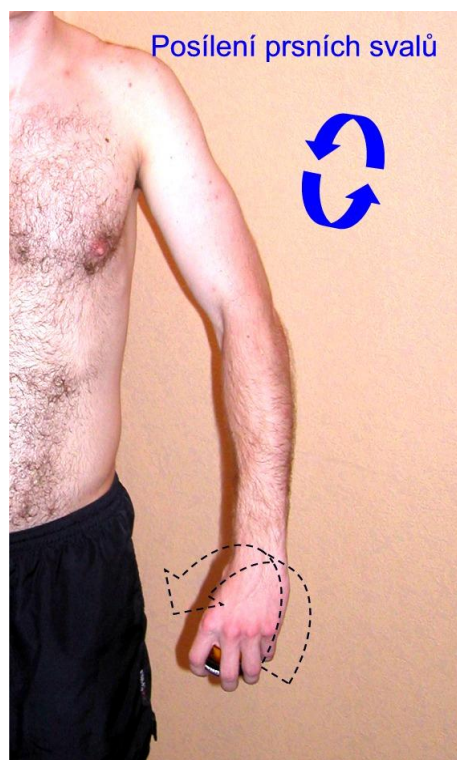
4.Paže mírně abdukováná v supinačním postavení rotuje powerballem po směru hodinových ručiček.

Obr.8



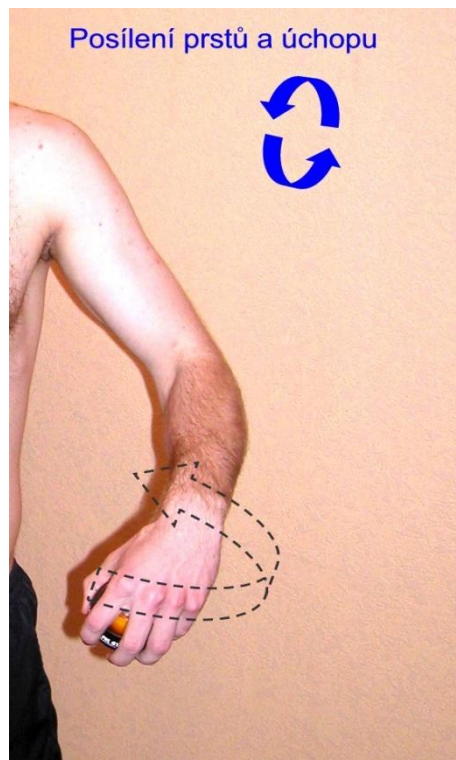
5.Paže mírně abdukováná a v loketním kloubu mírně flektovaná v pronačním postavení rotuje powerballem proti směru hodinových ručiček.

Obr.9



6.Paže mírně abdukováná a v loketním kloubu mírně flektovaná v pronačním postavení rotuje powerballem proti směru hodinových ručiček.

Obr.10



7. Paže abdukována a v loketním kloubu flektovaná v pronačním postavení rotuje powerballem proti směru hodinových ručiček.

Obr.11



8. Paže abdukována a v loketním kloubu flektovaná v pronačním postavení rotuje powerballem proti směru hodinových ručiček.

Praktická část

Cíl práce

Ověřit účinnost powerballu ve zlepšení funkce svalů pletence ramenního při systematickém cvičení trvajícím 1 měsíc hodnocenou pomocí zevní elektromyografie u skupiny sledovaných osob. Pilotní projekt poslouží jako úvod dalších podrobnějších studií, které ověří možnosti powerballu v léčebné rehabilitaci.

Hypotéza: krátkodobé cvičení definovaných svalových skupin ramenního pletence pomocí powerballu vede ke zlepšení jejich funkce.

Metodika

Pozorování bylo aplikováno na 4 dobrovolné osoby (dále probandi) a bylo strukturováno do 3 fází. V první fázi byl s každým probandem proveden vstupní pohovor, který obsahoval anamnézu zaměřenou na onemocnění pohybového aparátu, potenciálně škodlivé pohybové stereotypy a pravidelné cvičení. Byl uveden věk probandů, pracovní zařazení, stanovena tělesné výšky, hmotnost a vypočítán body mass indexu. Jednoduché klinické vyšetření skeletu a svalového aparátu se zaměřením na zkrácení prsních svalů, zkrácení musculus trapesius ascendens, oslabení dolních fixátorů lopatek. Stupeň změn na sledovaných svalech byl hodnocen (0) při absenci známek zkrácení či oslabení, (1) při mírných známkách zkrácení či oslabení svalů a (2) při výrazných změnách. Popsané změny byly zvoleny jako indikátory vadného držení těla a důsledku nevhodných pohybových stereotypů. Následovalo zevní elektromyografické vyšetření svalů: musculus deltoideus vpravo (dále m.Ddx), musculus trapesius vpravo kraniální část (dále m.Tdx), musculus trapesius vlevo kraniální část (dále m.Tsin), musculus pectoralis maior vpravo (dále m.PMdx), musculus trapesius vpravo střední část (dále m.Tmdx) a musculus trapesius vpravo kaudální část (dále m.Tldx). Byly stanoveny hodnoty elektrické aktivity svalu – akční potenciál(mV) a elektromechanického zpoždění (ms). Měření bylo prováděno při definovaných pohybech : manévr M 1 až 6.

Tabulka 3

M 1	pohybový stereotyp abdukce v rameni vpravo
M 2	pohybový stereotyp abdukce v rameni vlevo
M 3	svalový tet středního deltového svalu
M 4	Svalový test horního trapézového svalu
M 5	Svalový test středního trapézového svalu
M 6	Svalový test dolního trapézového svalu

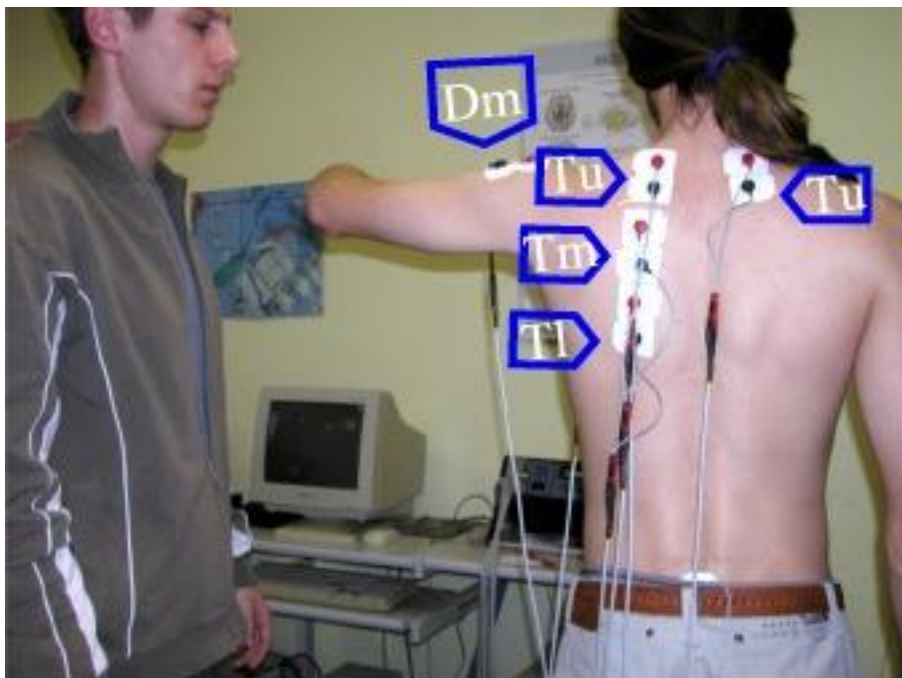
Obr. 12

Umístění elektrod EMG



Obr.13

Lokalizace elektrod



Dm=musculus deltoideus medialis, Tu=musculus trapesius „upper“,
Tm=musculus trapesius „medialis“, Tl= musculus trapesius „lower“

Obr.14

Měření EMG při pohybu M1



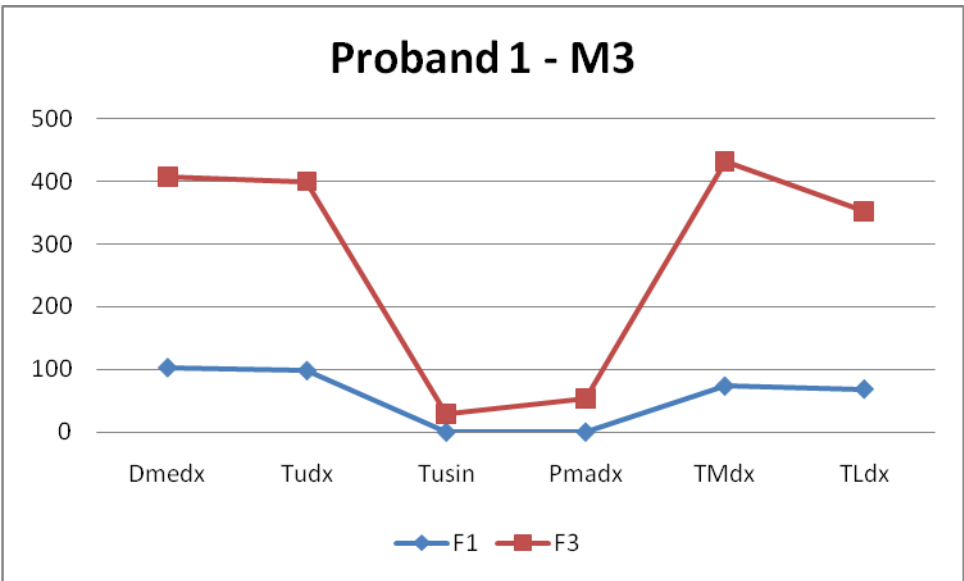
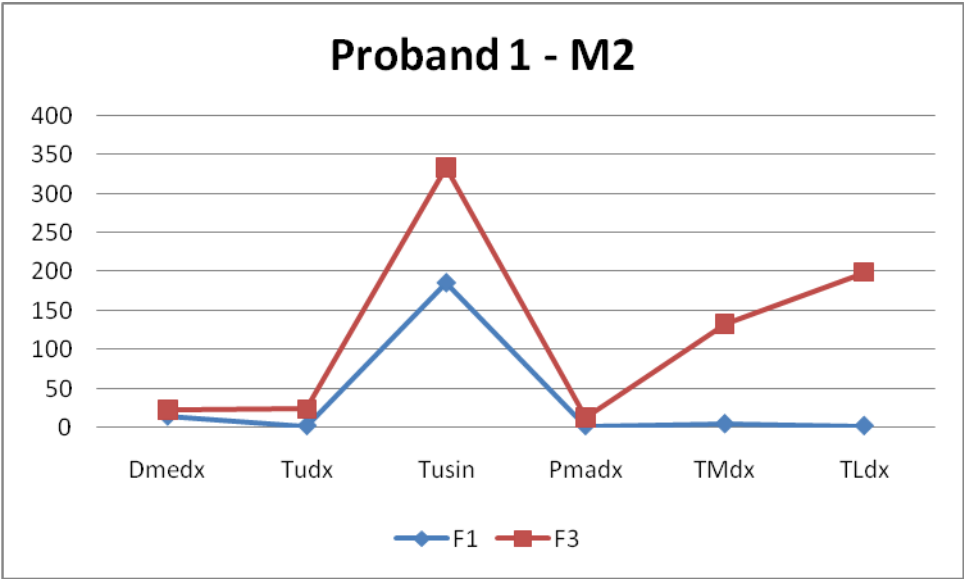
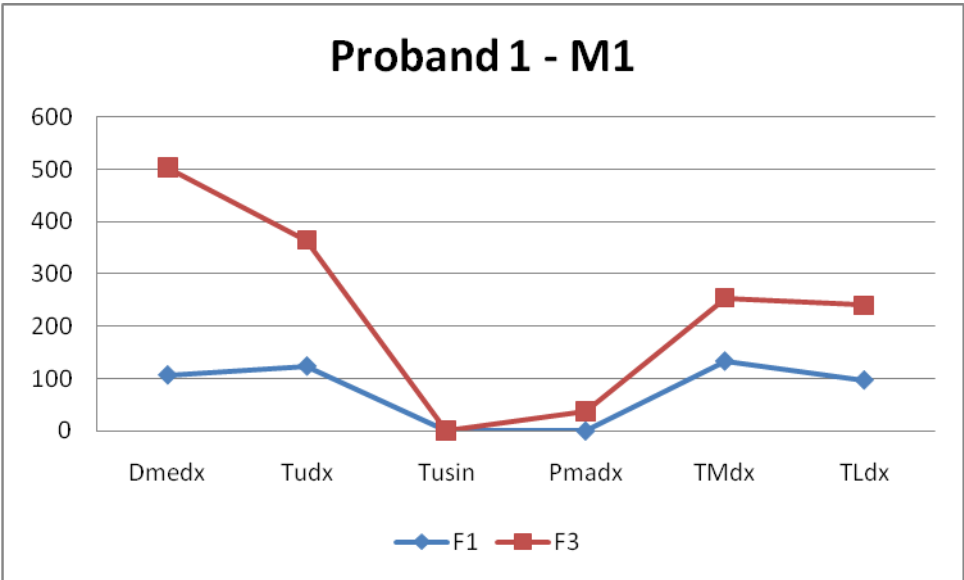
Ve druhé fázi následovalo vlastní cvičení pomocí powerballu. Probandi cvičili pravidelně 10 minut denně následující cvik: horní končetina flektována v loketním kloubu do 90°, v základním postavení je paže připeřena k trupu, následuje rotace powerballu ve směru hodinových ručiček při postupné abdukci v ramenním kloubu do horizontální roviny. Cvik je zaměřen na komplexní posílení svalů ramenního pletence. Ve třetí fázi bylo zhodnoceno klinické vyšetření se zaměřením na patrné změny svalového aparátu a provedeno kontrolní zevní elektromyografické vyšetření svalů: MDdx, MTdx, MTsin, MPMdx, Tmdx, Tldx (hodnoty elektrické aktivity svalu – akční potenciál a elektromechanického zpoždění) při manévrech M1-M6. Dále byl proveden výstupní pohovor, při kterém zhodnotili probandi subjektivní vnímání změn po měsíčním cvičení. Výsledky byly zaznamenány do tabulek a bylo provedeno vyhodnocení sledovaných parametrů v první a třetí fázi. Změny elektromechanického zpoždění byly hodnoceny na základě procentuálního rozdílu hodnot ve fázi F3 a F1. Grafickým vyjádřením elektromyografických hodnot u zkoumaných svalů vznikly charakteristiky pro jednotlivé manévry, které byly porovnány v obou sledovaných obdobích F1 a F3 u sledovaných osob P1-P4.

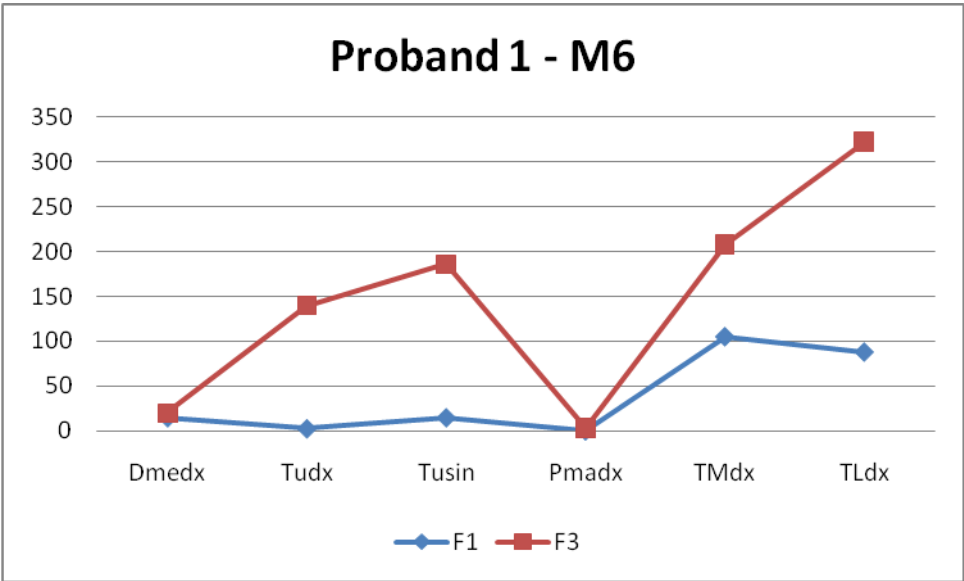
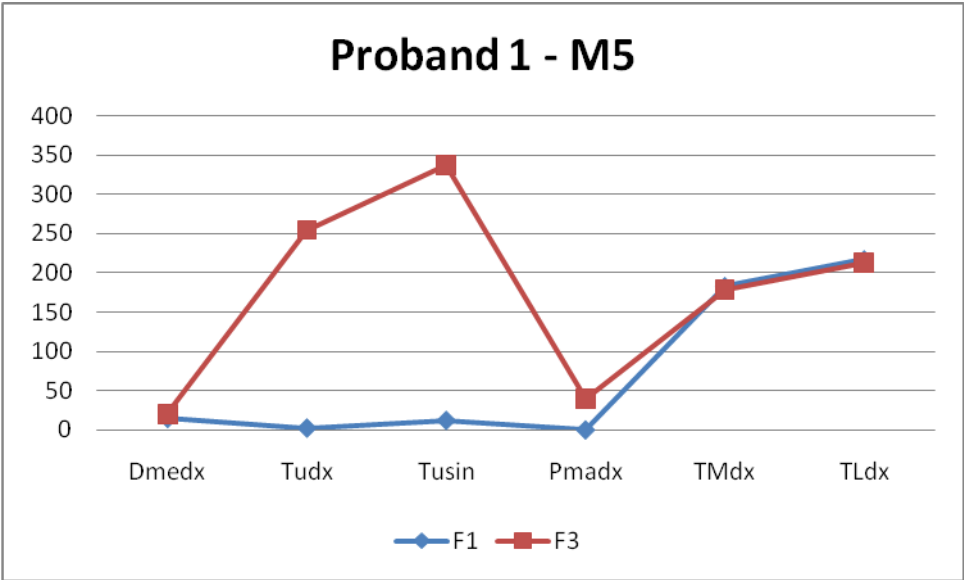
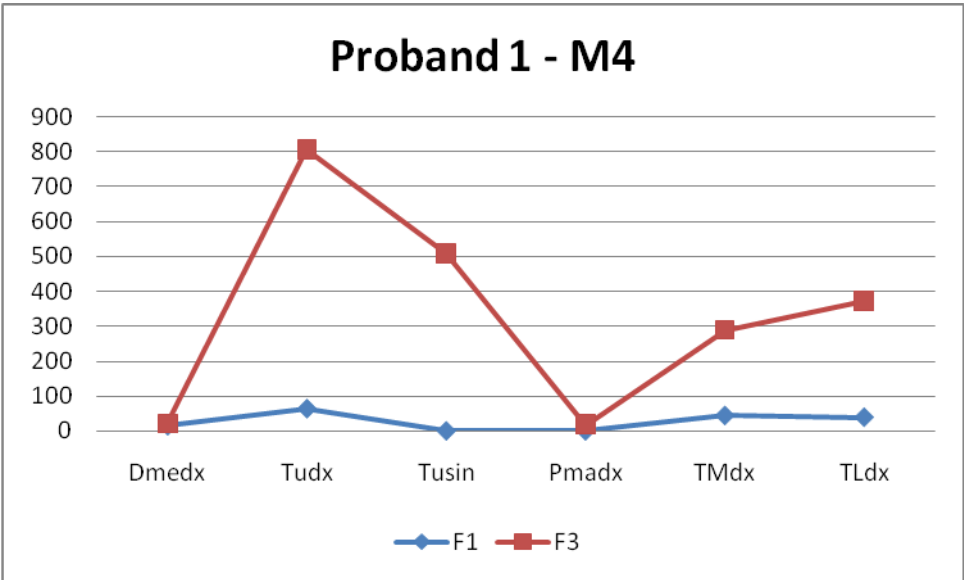
Výsledky

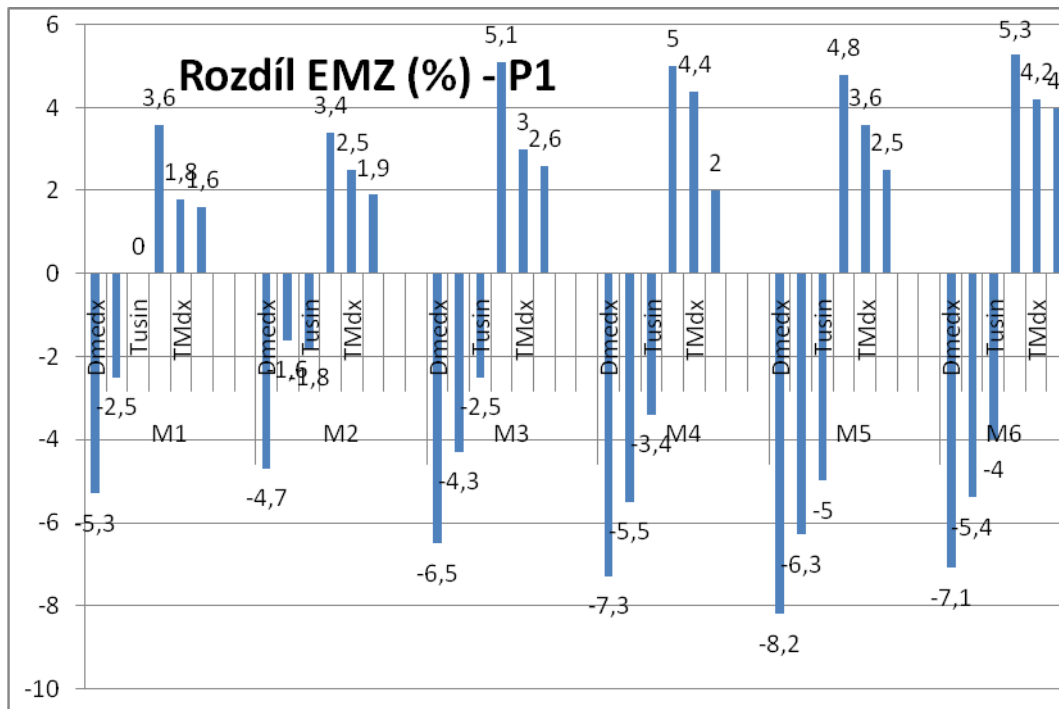
Proband 1

Proband 1		
Věk	24 let	
Výška	188 cm	
Hmotnost	80 kg	
BMI	22,63	
Onemocnění pohybového aparátu	Ne	
Pohybové stereotypy	Práce s počítačem 5 hodin denně	
Pravidelné cvičení	Posilovna 1 hod týdně	
Pracovní zařazení	Studující VŠE	
	F1	F3
Klinické vyšetření	Zkrácení prsních svalů oboustranně malé (1), zkrácení m.trapezius ascendens malé (1), oslabení dolních fixátorů lopatek (1).	Zkrácení prsních svalů oboustranně (0), zkrácení m.trapezius (0), oslabení dolních fixátorů lopatek (0)
Výstupní hodnocení	Subjektivní zlepšení motoriky ramenního kloubu.	

PROBAND 1 - EMG				
	F1 AP	F3 AP	Rozdíl AP	Rozdíl EMZ%
M1	mV	mV		
Dmedx	107,4	502,9	395,5	-5,3
Tudx	124,5	363,8	239,3	-2,5
Tusin	0	0	0	0
Pmadx	0	36,6	36,6	+3,6
TMdx	134	253,9	119,9	+1,8
TLdx	97,7	239,2	141,5	+1,6
M2	mV	mV		
Dmedx	14,7	23,2	8,5	-4,7
Tudx	2,4	24,4	22	-1,6
Tusin	185,5	334,5	149	-1,8
Pmadx	2,4	13,2	10,8	+3,4
TMdx	4,9	133,8	128,9	+2,5
TLdx	2,4	200,1	197,7	+1,9
M3	mV	mV		
Dmedx	102,5	407,7	305,2	-6,5
Tudx	97,7	400,4	302,7	-4,3
Tusin	0	29,3	29,3	-2,5
Pmadx	0,15	53,7	53,55	+5,1
TMdx	73,2	432,1	358,9	+3,0
TLdx	68,4	351,6	283,2	+2,6
M4	mV	mV		
Dmedx	14,7	19,5	4,8	-7,3
Tudx	63,5	805,8	742,3	-5,5
Tusin	0	507,8	507,8	-3,4
Pmadx	0	17,1	17,1	+5,0
TMdx	44	288,1	244,1	+4,4
TLdx	39,1	371,1	332	+2,0
M5	mV	mV		
Dmedx	14,7	19,5	4,8	-8,2
Tudx	2,4	253,9	251,5	-6,3
Tusin	12,2	336,9	324,7	-5,0
Pmadx	0	39,1	39,1	+4,8
TMdx	183,1	178	5,1	+3,6
TLdx	217,3	212,4	4,9	+2,5
M6	mV	mV		
Dmedx	14,7	19,5	4,8	-7,1
Tudx	2,4	139,2	136,8	-5,4
Tusin	14,7	185,5	170,8	-4,0
Pmadx	0	2,5	2,5	+5,3
TMdx	105	207,5	102,5	+4,2
TLdx	87,9	322,3	234,4	+4,0



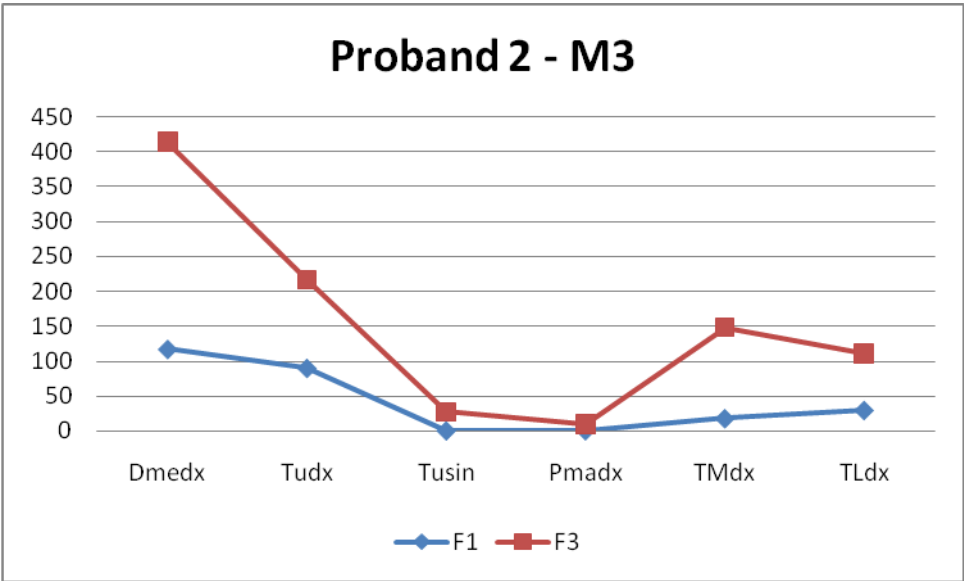
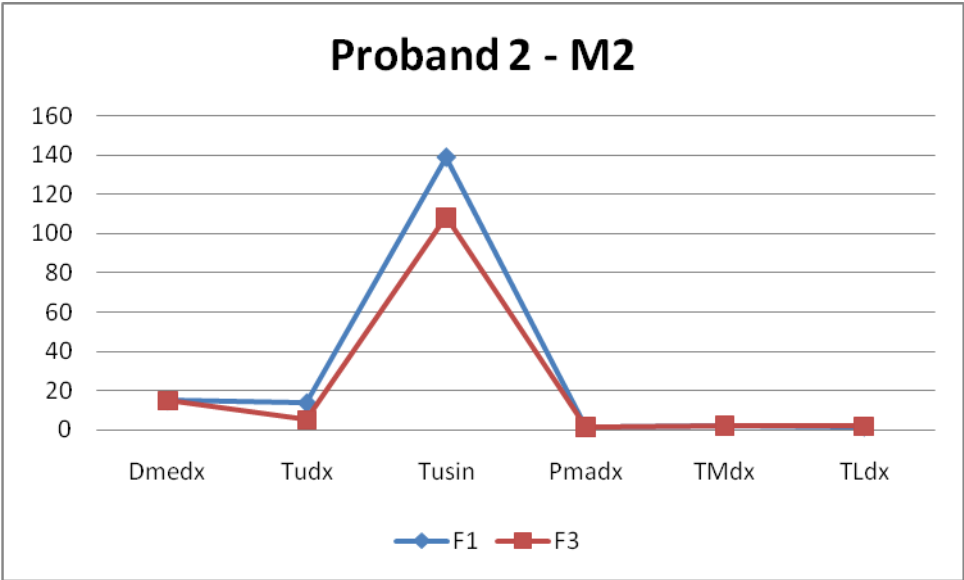
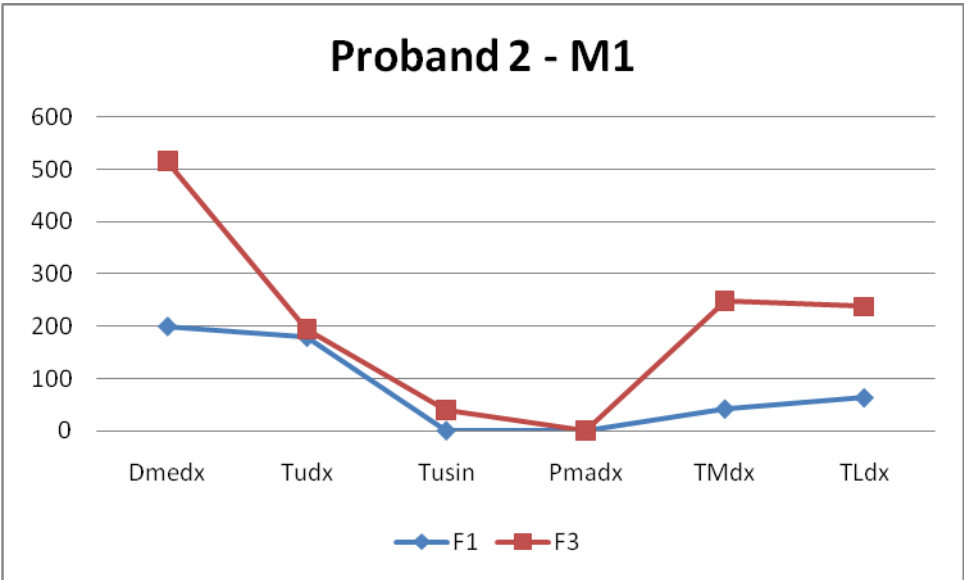


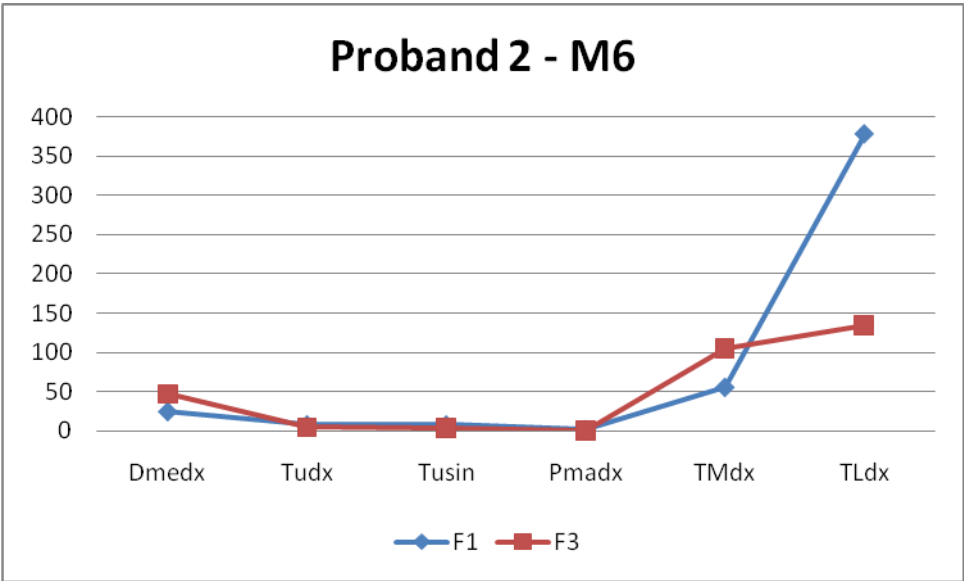
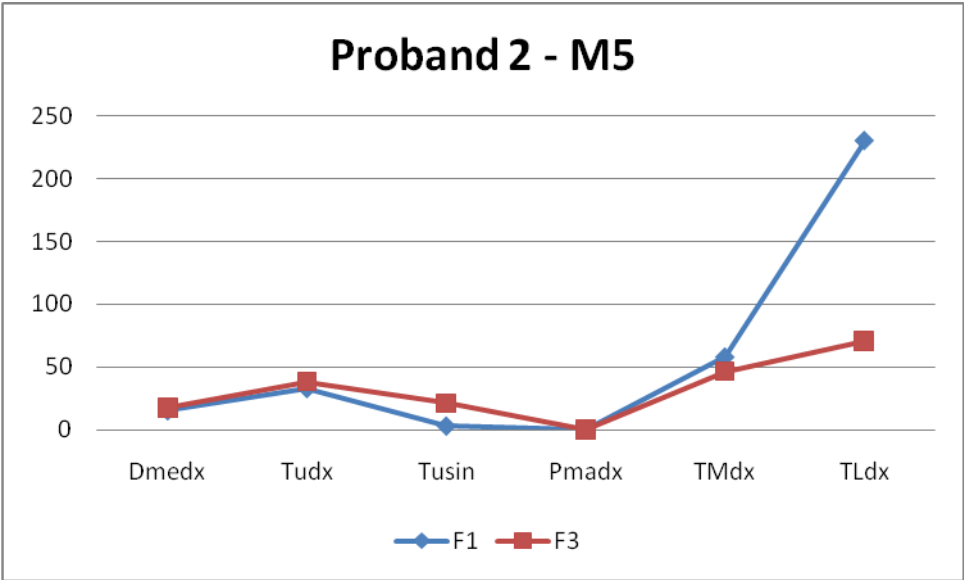
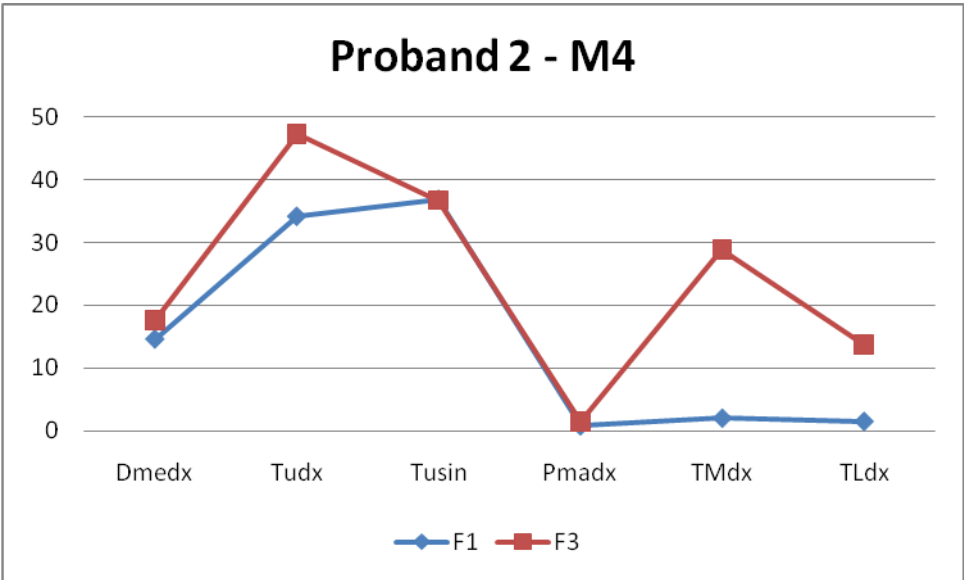


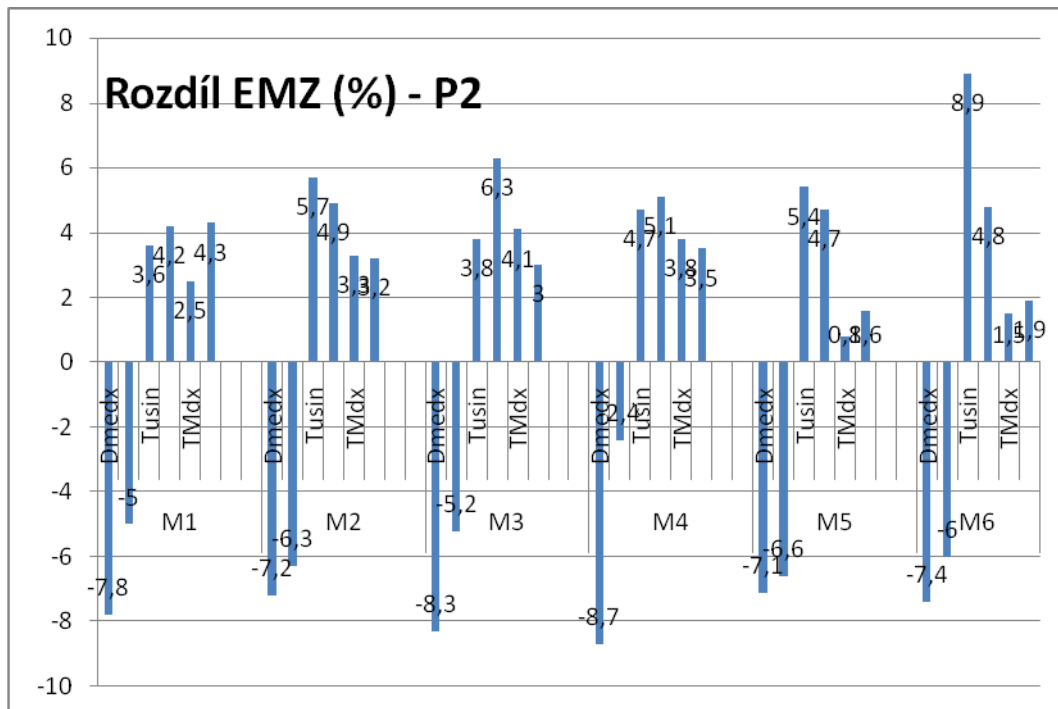
Proband 2

Proband 2		
Věk	25 let	
Výška	175 cm	
Hmotnost	70 kg	
BMI	22,86	
Onemocnění pohybového aparátu	Ne	
Pohybové stereotypy	Práce s počítačem 2 hod/denně	
Pravidelné cvičení	Horolezectví na kolmé stěně, trénink 2x týdně	
Pracovní zařazení	Studující lékařské fakulty	
	F1	F3
Klinické vyšetření	Zkrácení prsních svalů oboustranně malé (1), zkrácení m.trapezius ascendens velké (2). Oslabení dolních fixátorů lopatek (2).	Zkrácení prsních svalů oboustranně malé (1), zkrácení m.trapezius ascendens mírné (1). Oslabení dolních fixátorů lopatek (1).
Výstupní hodnocení	Subjektivní zlepšení motoriky ramenního kloubu.	

PROBAND 2 - EMG				
	F1	F3	Rozdíl	Rozdíl EMZ%
M1				
	mV	mV		
Dmedx	199	516,5	317,5	-7,8
Tudx	178,7	194,1	15,4	-5,0
Tusin	1,2	40,1	38,9	+3,6
Pmadx	0,8	0	0,8	+4,2
TMdx	42,2	248,6	206,4	+2,5
TLdx	63,5	237,7	174,2	+4,3
M2				
	mV	mV		
Dmedx	14,7	14,8	0,1	-7,2
Tudx	13,5	4,8	8,7	-6,3
Tusin	138,7	108,5	30,2	+5,7
Pmadx	1,1	1,1	0	+4,9
TMdx	1,9	1,9	0	+3,3
TLdx	1,4	1,5	0,1	+3,2
M3				
	mV	mV		
Dmedx	117,3	414,9	297,6	-8,3
Tudx	90,2	217	126,8	-5,2
Tusin	0,4	27,6	27,2	+3,8
Pmadx	0,7	9,8	9,1	+6,3
TMdx	18	148,7	130,7	+4,1
TLdx	29,7	111,3	81,6	+3,0
M4				
	mV	mV		
Dmedx	14,7	17,6	2,9	-8,7
Tudx	34,2	47,3	13,1	-2,4
Tusin	36,9	36,7	0,2	+4,7
Pmadx	0,9	1,4	0,5	+5,1
TMdx	2,1	28,9	26,8	+3,8
TLdx	1,6	13,7	12,1	+3,5
M5				
	mV	mV		
Dmedx	15,3	17,7	2,4	-7,1
Tudx	33	38,6	5,6	-6,6
Tusin	3,1	21,4	18,3	+5,4
Pmadx	0,7	0	0,7	+4,7
TMdx	58,1	46,8	11,3	+0,8
TLdx	230,6	71,2	159,4	+1,6
M6				
	mV	mV		
Dmedx	24,9	46,8	21,9	-7,4
Tudx	8,1	4,6	3,5	-6,0
Tusin	7,9	3,9	4	+8,9
Pmadx	2	0	2	+4,8
TMdx	55,8	104,2	48,4	+1,5
TLdx	378,6	134,35	244,25	+1,9



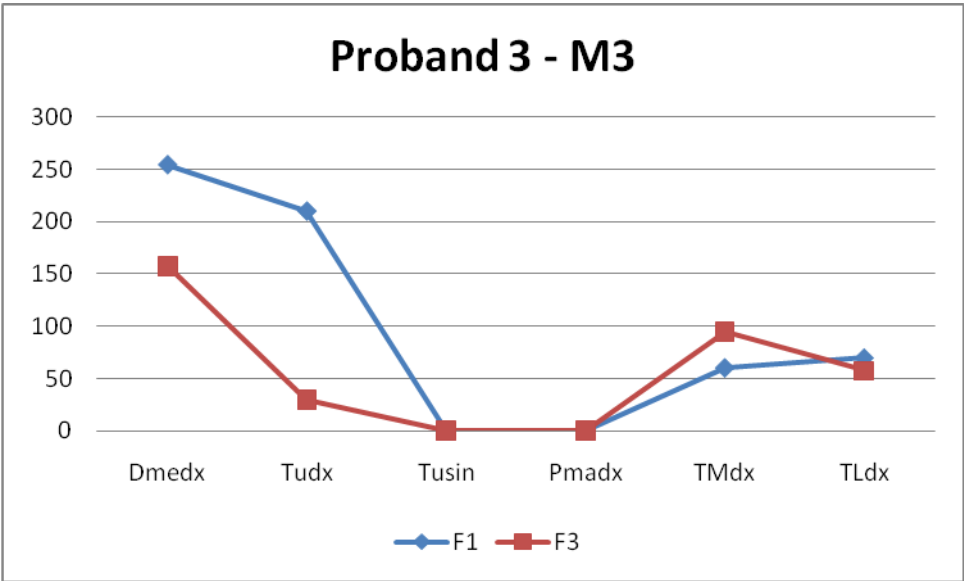
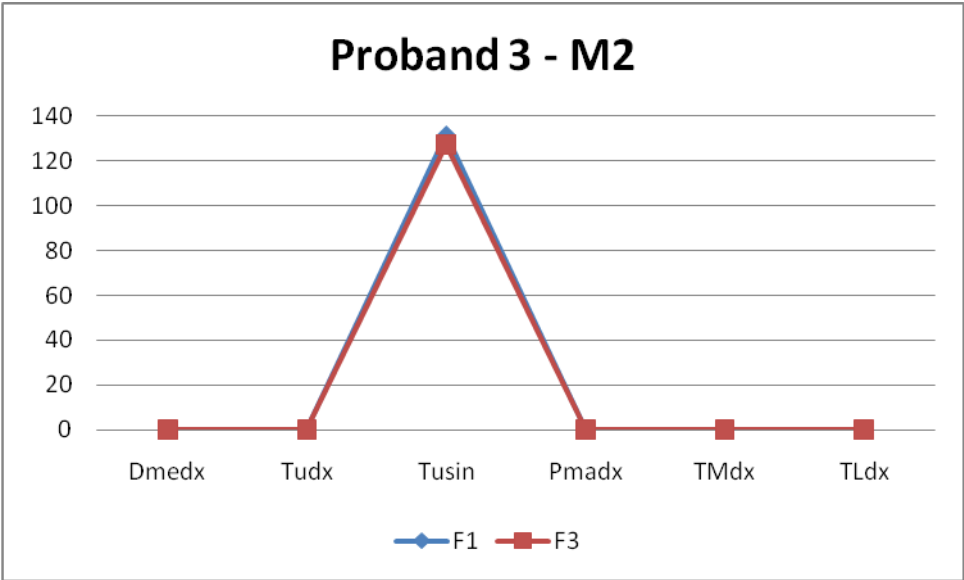
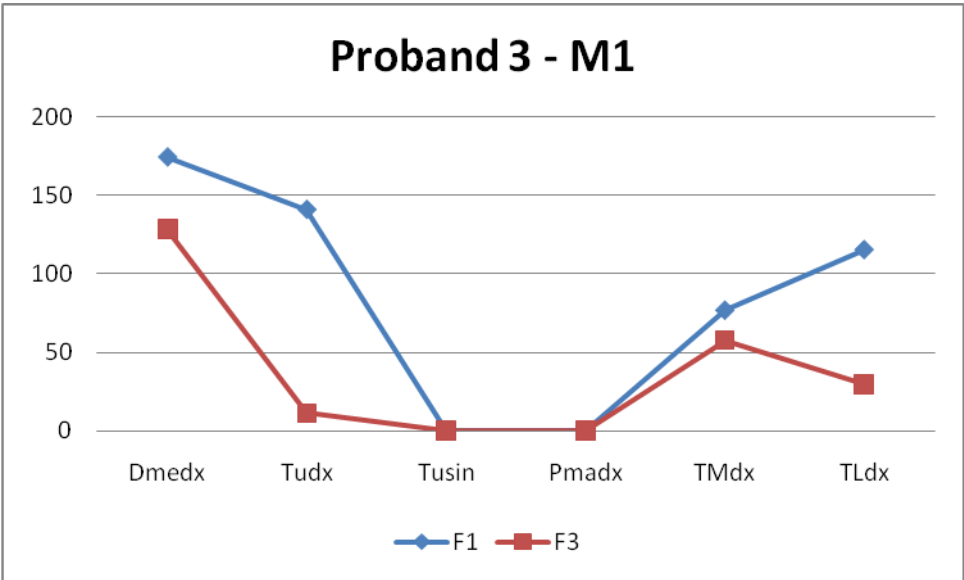


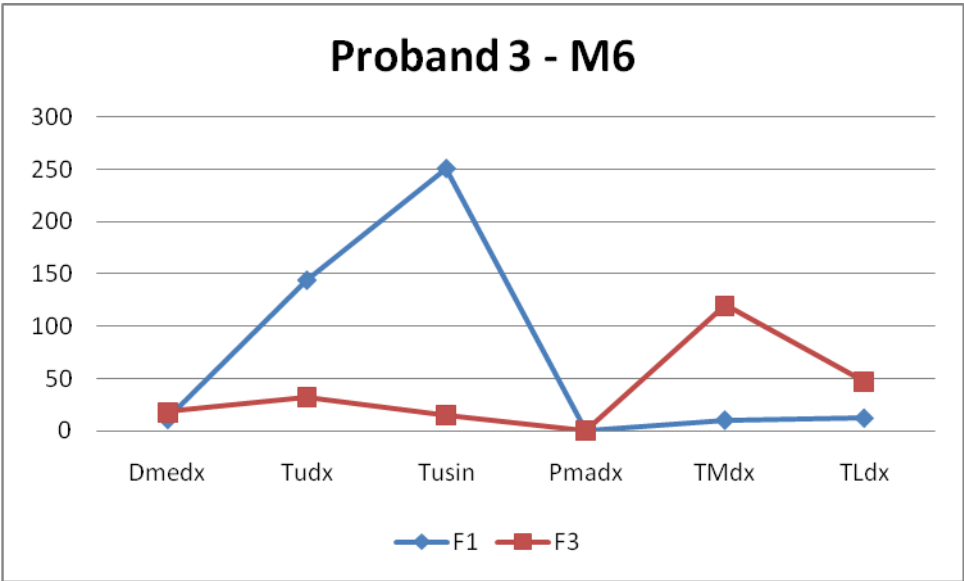
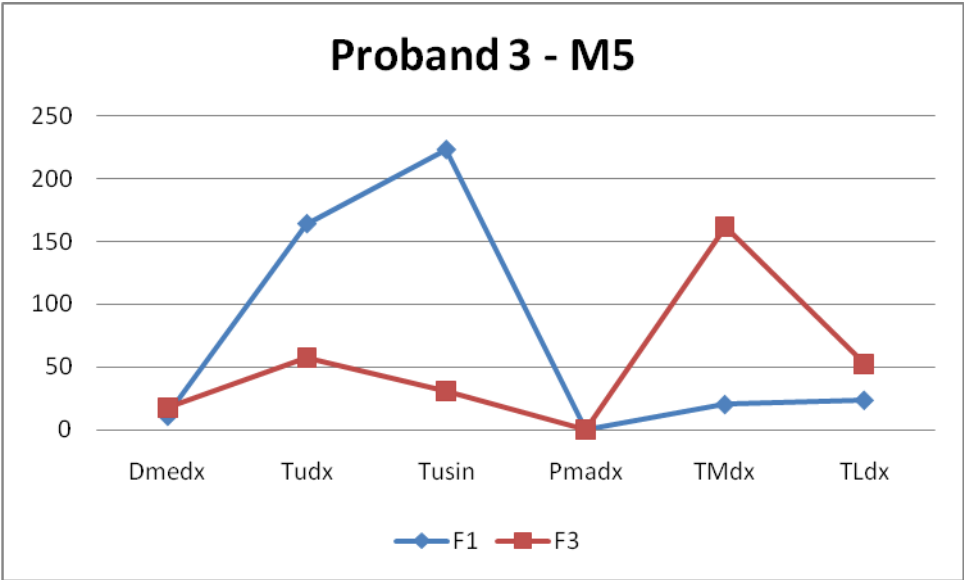
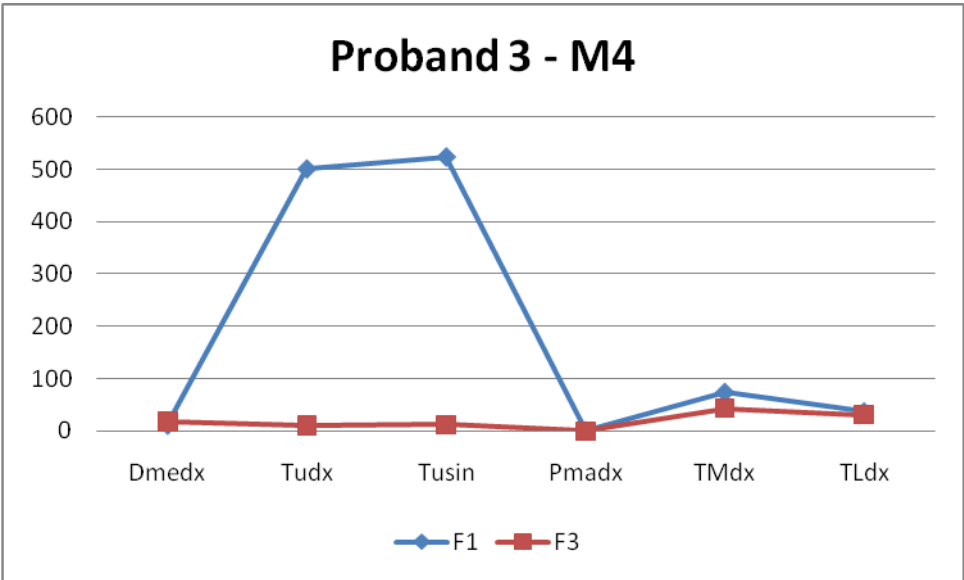


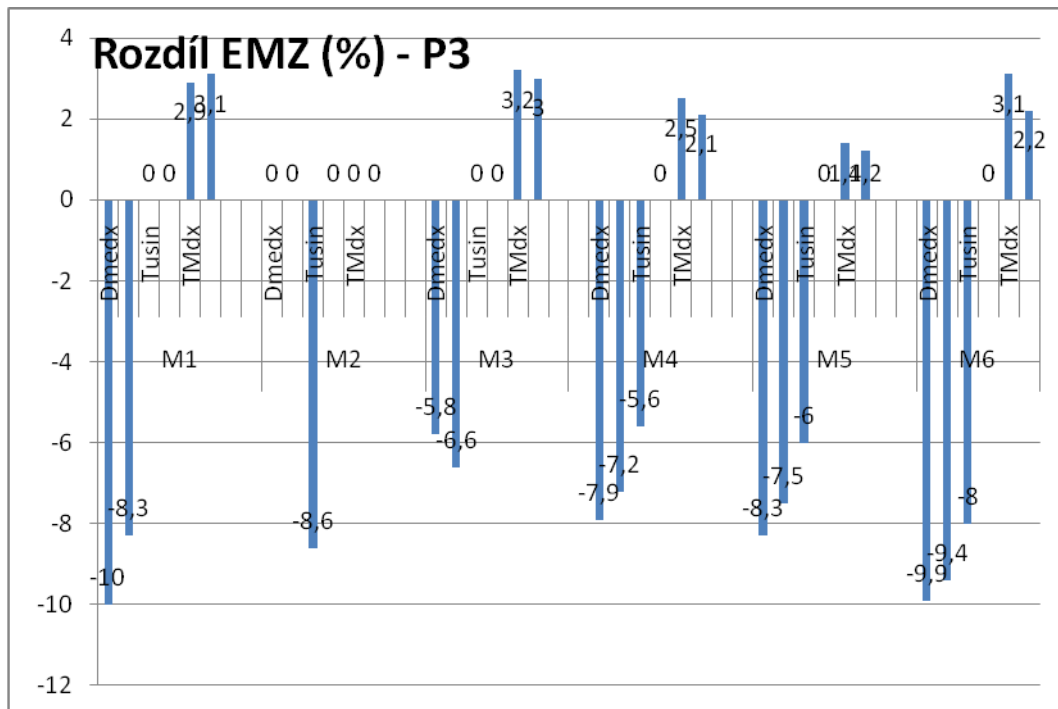
Proband 3

Proband 3		
Věk	19 let	
Výška	188	
Hmotnost	74	
BMI	20,94	
Onemocnění pohybového aparátu	Ne	
Pohybové stereotypy	Práce s počítačem 4 hod/denně	
Pravidelné cvičení	Sportovní tanec, trénink 3x týdně 1 hodina	
Pracovní zařazení	Studující střední průmyslové školy	
	F1	F3
Klinické vyšetření	Zkrácení prsních svalů oboustranně malé (1). Zkrácení musculus trapezius ascendens oboustranně velké (2). Asymetricky scapulae alatae, nápadnější nález vpravo.	Zkrácení prsních svalů oboustranně zůstalo malé (1). Zkrácení musculus trapezius ascendens oboustranně mírné (1). Prominence mediálních okrajů lopatek mírnější.
Výstupní hodnocení	Subjektivní zlepšení motoriky ramenního kloubu.	

PROBAND 3 - EMG				
	F1	F3	Rozdíl	Rozdíl EMZ%
M1				
	mV	mV		
Dmedx	174,5	128,6	45,9	-10,0
Tudx	141,1	11,1	130	-8,3
Tusin	0	0	0	0
Pmadx	0	0	0	0
TMdx	76,9	57,7	19,2	+2,9
TLdx	115,5	29,6	85,9	+3,1
M2				
	mV	mV		
Dmedx	0	0	0	0
Tudx	0	0	0	0
Tusin	131,6	127,2	4,4	-8,6
Pmadx	0	0	0	0
TMdx	0	0	0	0
TLdx	0	0	0	0
M3				
	mV	mV		
Dmedx	254,3	158	96,3	-5,8
Tudx	210	29,8	180,2	-6,6
Tusin	0	0	0	0
Pmadx	0	0	0	0
TMdx	60,2	94,8	34,6	+3,2
TLdx	69,6	57,5	12,1	+3,0
M4				
	mV	mV		
Dmedx	10,9	17,8	6,9	-7,9
Tudx	501,4	9,9	491,5	-7,2
Tusin	524,3	11,8	512,5	-5,6
Pmadx	0	0	0	0
TMdx	73,7	43,2	30,5	+2,5
TLdx	36,5	31,7	4,8	+2,1
M5				
	mV	mV		
Dmedx	10,9	17,8	6,9	-8,3
Tudx	164,3	57,4	106,9	-7,5
Tusin	223,3	31,1	191,2	-6,0
Pmadx	0	0	0	0
TMdx	20,2	162,2	142	+1,4
TLdx	23,6	52,7	29,1	+1,2
M6				
	mV	mV		
Dmedx	10,9	17,8	6,9	-9,9
Tudx	143,9	32	111,9	-9,4
Tusin	250,5	15,1	235,4	-8,0
Pmadx	0	0	0	0
TMdx	10,3	120	109,7	+3,1
TLdx	12,2	47	34,8	+2,2



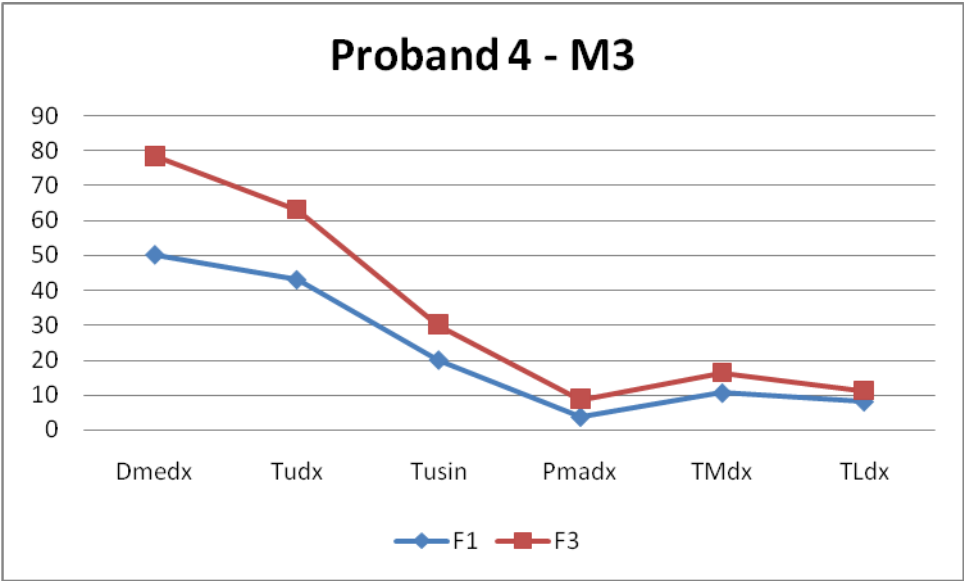
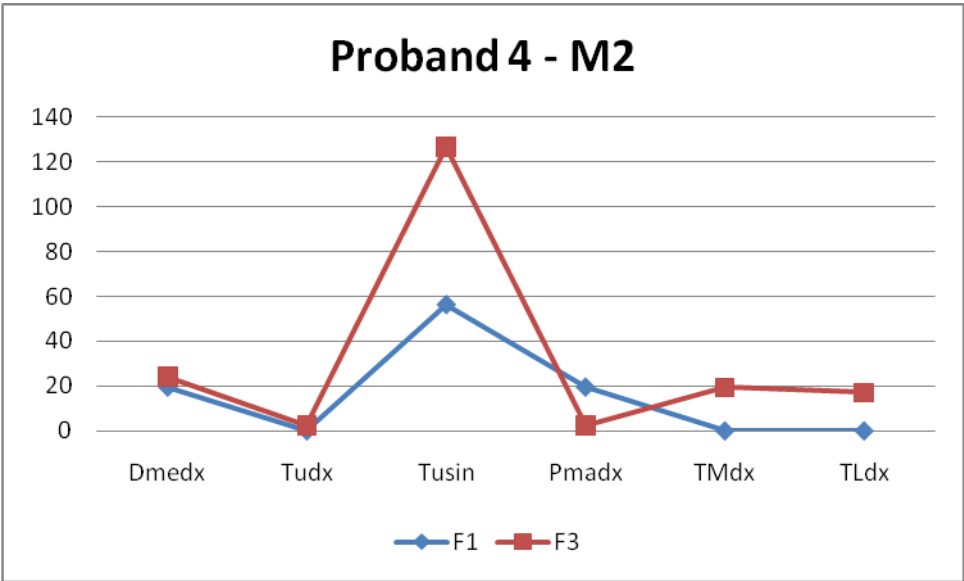
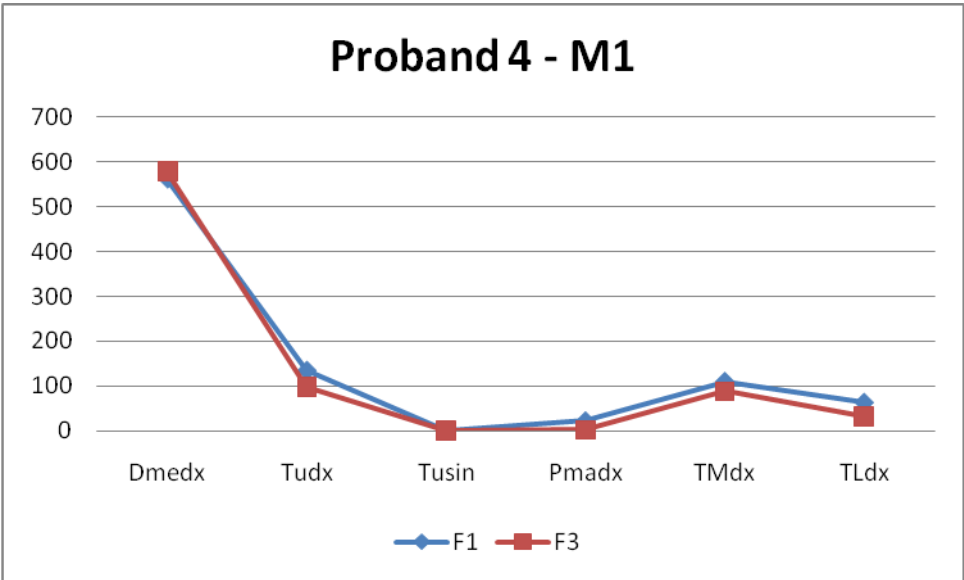


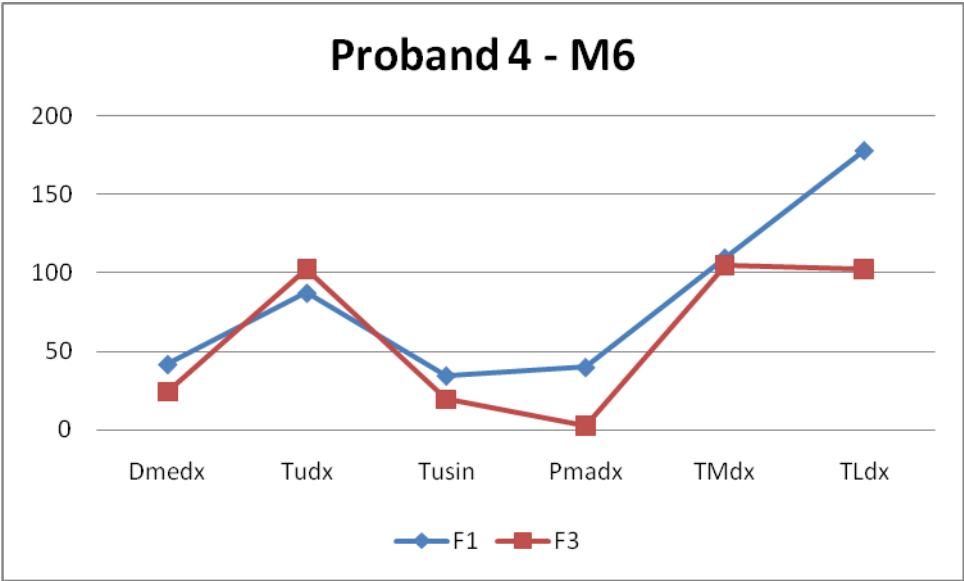
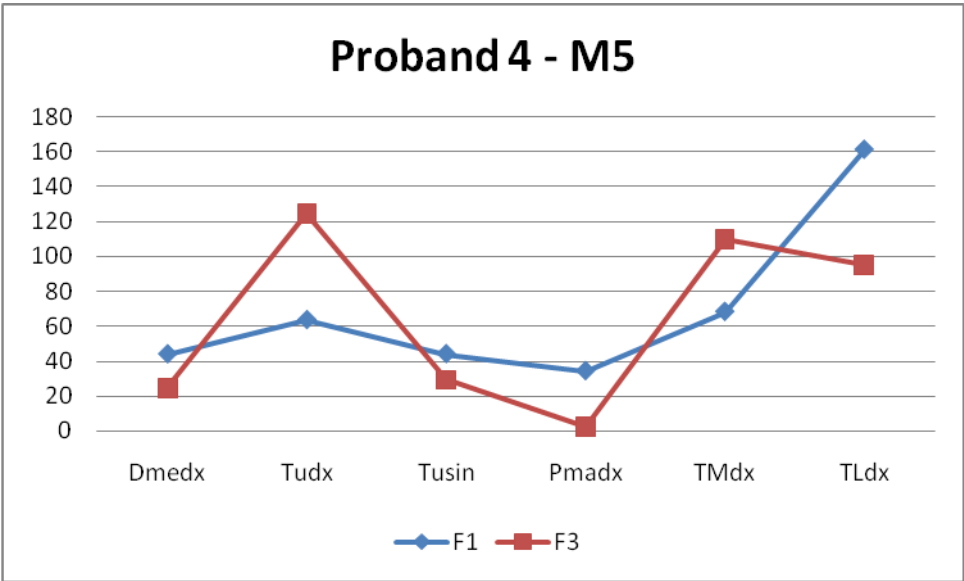
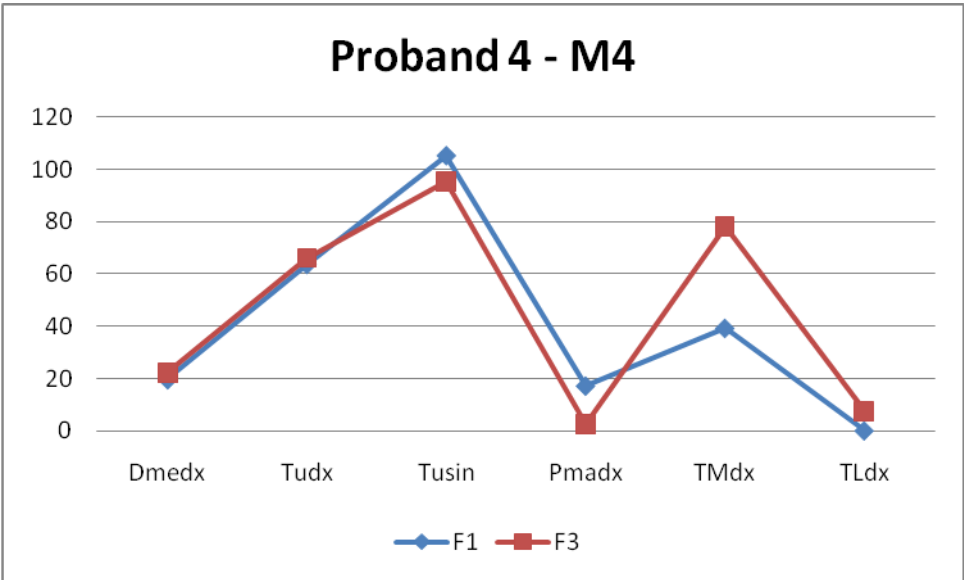


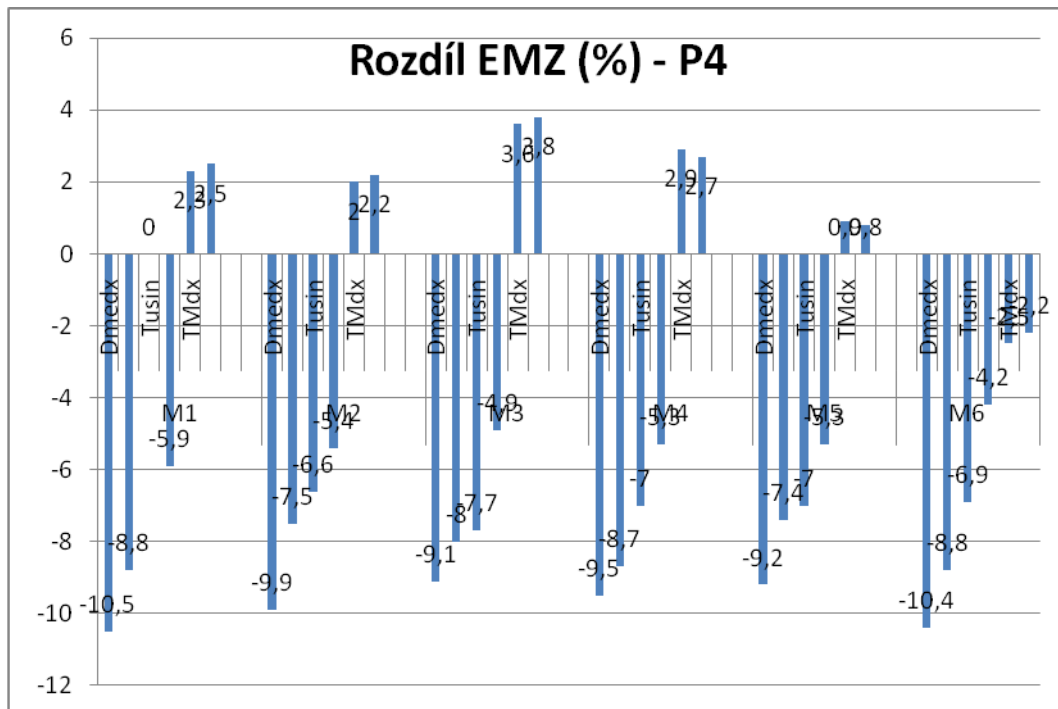
Proband 4

Proband 4		
Věk	17 let	
Výška	171 cm	
Hmotnost	75 kg	
BMI	25,65	
Onemocnění pohybového aparátu	ne	
Pohybové stereotypy	Práce s počítačem 2 hodiny denně	
Pravidelné cvičení	Tenis rekreačně 1x týdně 2 hodiny	
Pracovní zařazení	Studující gymnázia	
	F1	F3
Klinické vyšetření	Zkrácení prsních svalů malé (1), zkrácení musculus trapesius ascendens oboustranně malé (1), oslabení dolních fixátorů lopatek malé (1).	Zkrácení prsních svalů malé (1), zkrácení musculus trapesius ascendens oboustranně malé (1), oslabení dolních fixátorů lopatek malé (1).
Výstupní hodnocení	Subjektivní zlepšení motoriky ramenního kloubu.	

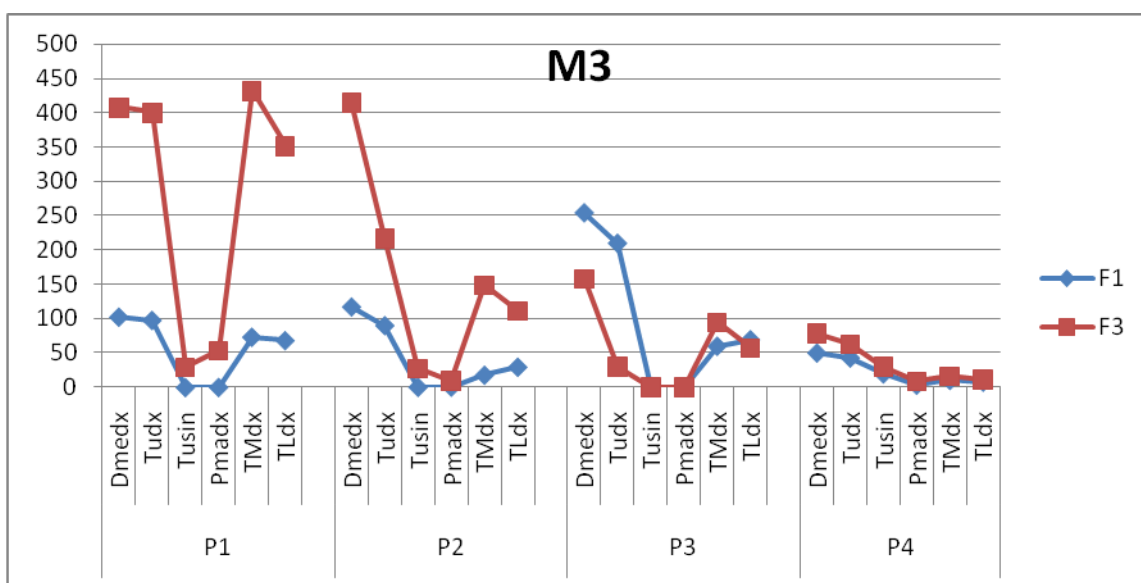
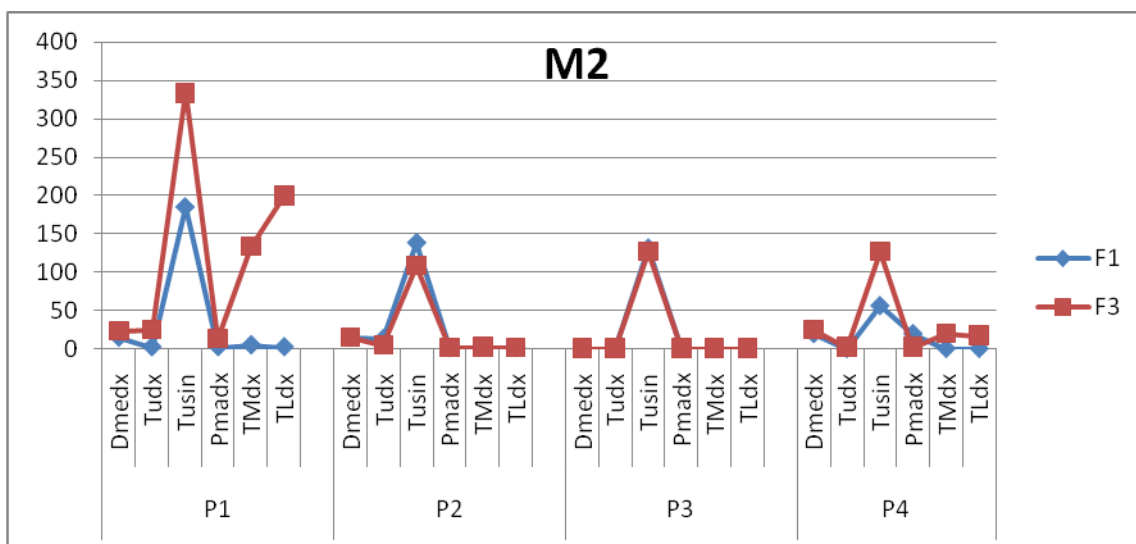
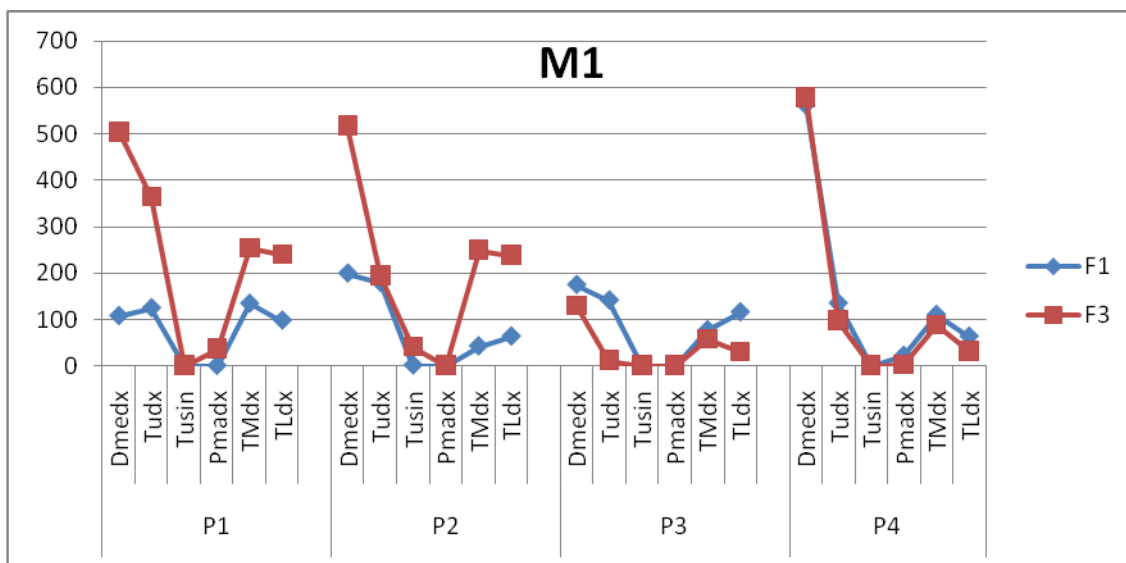
PROBAND 4 - EMG				
	F1	F3	Rozdíl	Rozdíl EMZ%
M1				
	mV	mV		
Dmedx	561,5	578,6	17,1	-10,5
Tudx	134,5	97,1	37,4	-8,8
Tusin	0	0	0	0
Pmadx	22	2,4	19,6	-5,9
TMdx	109,9	87,9	22	+2,3
TLdx	63,2	31,7	31,5	+2,5
M2				
	mV	mV		
Dmedx	19,5	24,4	4,9	-9,9
Tudx	0	2,4	2,4	-7,5
Tusin	56,2	126,9	70,7	-6,6
Pmadx	19,5	2,4	17,1	-5,4
TMdx	0	19,5	19,5	+2,0
TLdx	0	17,1	17,1	+2,2
M3				
	mV	mV		
Dmedx	50,3	78,5	28,2	-9,1
Tudx	43,1	63,2	20,1	-8,0
Tusin	20	30,1	10,1	-7,7
Pmadx	3,6	8,7	5,1	-4,9
TMdx	10,5	16,3	5,8	+3,6
TLdx	8	11,2	3,2	+3,8
M4				
	mV	mV		
Dmedx	19,5	22	2,5	-9,5
Tudx	63,5	65,9	2,4	-8,7
Tusin	105	95,2	9,8	-7,0
Pmadx	17,1	2,4	14,7	-5,3
TMdx	39,1	78,1	39	+2,9
TLdx	0	7,3	7,3	+2,7
M5				
	mV	mV		
Dmedx	43,9	24,4	17,5	-9,2
Tudx	63,5	124,5	61	-7,4
Tusin	44	29,3	14,7	-7,0
Pmadx	34,2	2,4	31,8	-5,3
TMdx	68,2	109,9	41,7	+0,9
TLdx	161,3	95,1	66,2	+0,8
M6				
	mV	mV		
Dmedx	41,5	24,1	17,4	-10,4
Tudx	87,1	102,5	15,4	-8,8
Tusin	34,2	19,5	14,7	-6,9
Pmadx	39,6	2,4	37,2	-4,2
TMdx	109,6	105	4,6	-2,5
TLdx	178,2	102,5	75,7	-2,2

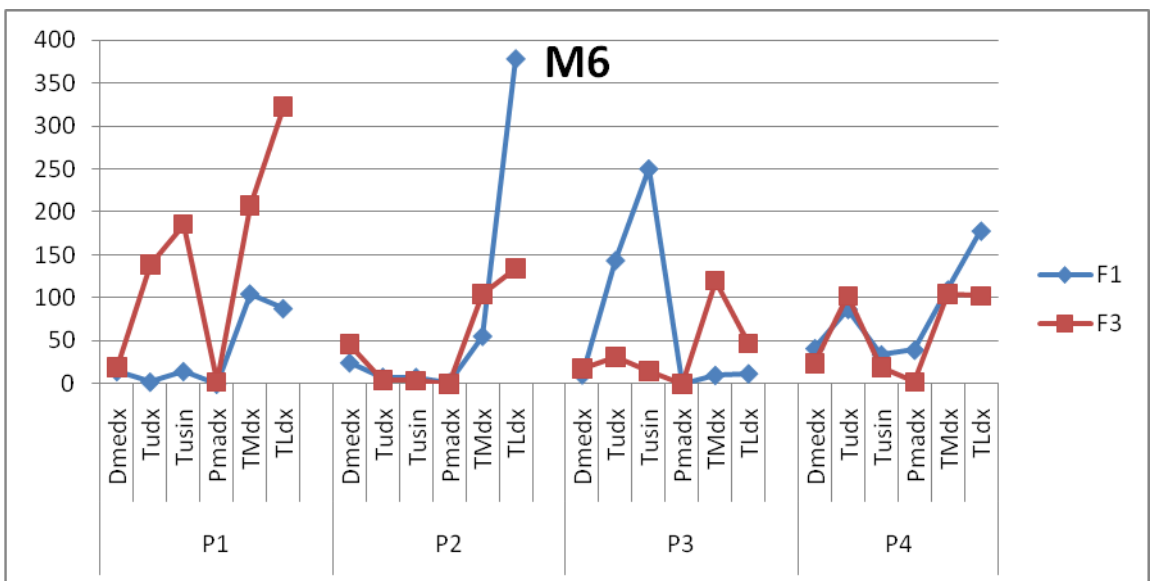
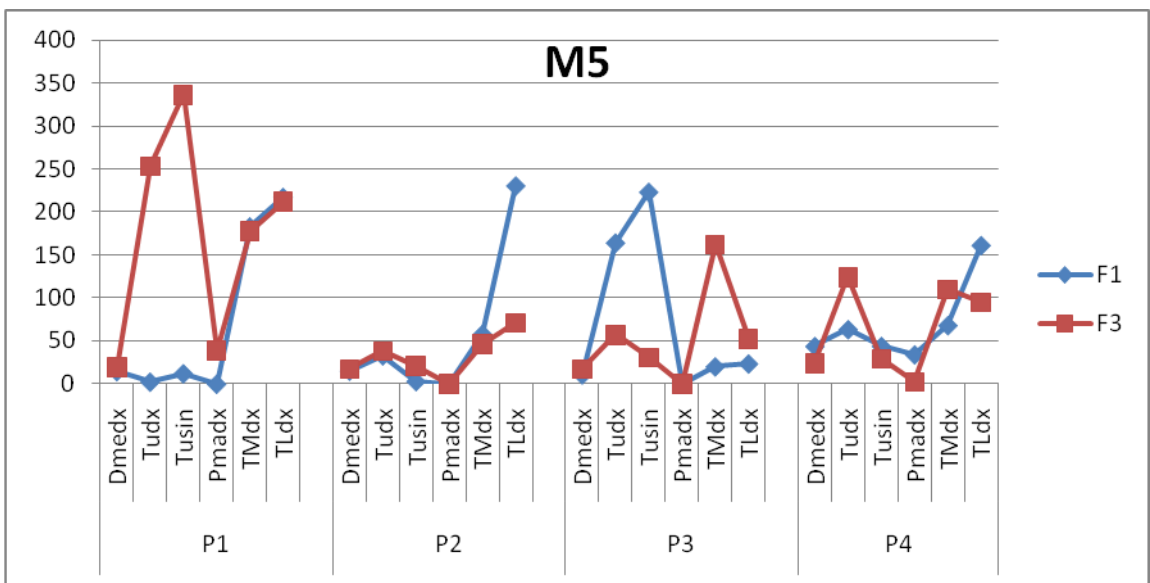
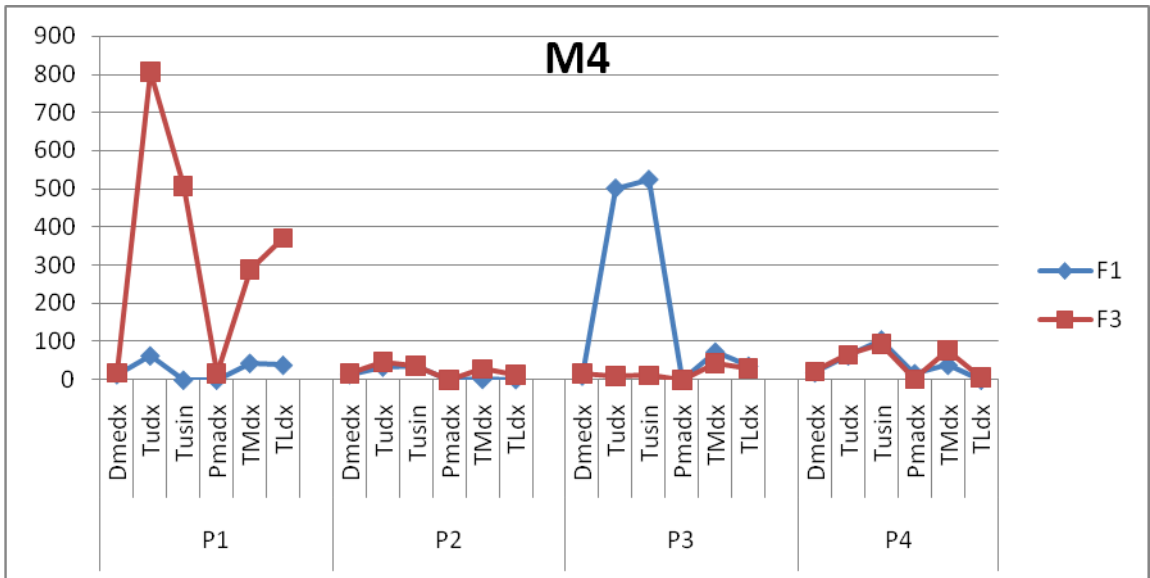






Porovnání charakteristik EMG při jednotlivých manévrech u všech probandů.





Diskuse

Výsledky měření vykazovaly rozdílné hodnoty u sledovaných osob v obou sledovaných veličinách, elektrické aktivitě svalu a elektromechanickém zpoždění. Grafické vyjádření svalové aktivity u jednotlivých manévrů umožňuje pozorovat zapojení sledovaných svalů a posoudit rozdíly, které nastaly po cvičení. Změna elektromechanického zpoždění vyjádřené procentuálním rozdílem umožnily posoudit, jak se mění nástup svalové aktivity u jednotlivých svalů před a po jednoměsíčním cvičení. Nebyla testována statistická významnost rozdílů hodnot mezi fázemi F1 a F3.

U prvního probanda došlo při stereotypu abdukce v rameni vpravo k výraznějšímu zapojení středního deltového svalu a horního trapézového svalu vpravo. Elektromechanické zpoždění se u těchto svalů po cvičení zkrátilo. Sval horní trapézový vlevo zůstal beze změn. Střední a dolní trapézový sval vykázal zlepšení (u těchto svalů ale došlo k jejich zapojení později oproti prvnímu měření), velký prsní sval vpravo se zapojil nepatrně více (došlo u něj také k opoždění zapojení). Při pohybovém stereotypu abdukce v rameni vlevo došlo ke zlepšení zapojení horního trapézového svalu vlevo, středního trapézového svalu vpravo a dolního trapézového svalu vpravo. Střední deltový sval vpravo, horní trapézový sval vpravo a velký prsní sval vpravo zůstal beze změn. Při svalovém testu středního deltového svalu se zlepšil střední deltový sval vpravo, horní trapézový sval vpravo, střední trapézový sval vpravo a dolní trapézový sval vpravo. Dolní trapézový sval vlevo a velký prsní sval vpravo zaznamenal nepatrně zlepšení. U svalového testu horního trapézového svalu se výrazně více zapojil trapézový horní sval vpravo a trapézový horní sval vlevo. Střední a dolní trapézový sval vpravo se zlepšil méně. Střední deltový sval vpravo a velký prsní sval vpravo zůstaly beze změn. U svalového testu středního trapézového svalu se výrazně zapojil horní trapézový sval vpravo a vlevo. Střední deltový sval vpravo, střední trapézový sval vpravo a dolní trapézový sval vpravo jsou beze změn. Velký prsní sval vpravo se zlepšil minimálně. U svalového testu dolního trapézového svalu došlo ke zlepšení horního trapézového svalu vpravo a vlevo, středního a dolního trapézového svalu

vpravo. Střední deltový sval vpravo a velký prsní sval vpravo zůstaly na stejné úrovni. **U M2-6 se ve druhém měření (F3) zapojovaly svaly střední deltový, horní trapézový vpravo i vlevo dříve oproti původnímu stavu, elektromechanické zpoždění se zkrátilo.**

U druhého probanda došlo při stereotypu abdukce v rameni vpravo ke zlepšení zapojení středního deltového svalu vpravo, středního a dolního trapézového svalu vpravo. Beze změn zůstal horní trapézový sval vlevo. Horní trapézový sval vpravo a velký prsní sval vpravo zůstal beze změn. Při pohybovém stereotypu abdukce v rameni vlevo došlo jen k mírnému zlepšení horního trapézového svalu vlevo. Ostatní svaly vykazovaly stejnou hodnotu. Při svalovém testu středního deltového svalu se zlepšily střední deltový sval vpravo, horní trapézový sval vpravo, střední a dolní trapézový sval vpravo. U svalového testu horního trapézového svalu se zlepšil horní trapézový sval vpravo, střední a dolní trapézový sval vpravo. U svalového testu středního trapézového svalu se zlepšil jen dolní trapézový sval vpravo. Zbylé svaly zůstaly na stejné úrovni. U svalového testu dolního trapézového svalu se zlepšil jen dolní trapézový sval vpravo. **U M1-6 se ve druhém měření (F3) zapojovaly svaly střední deltový, horní trapézový vpravo dříve oproti původnímu stavu, elektromechanické zpoždění se zkrátilo.** Ostatní svaly se vyznačovaly opožděností v nástupu.

U třetího probanda došlo při stereotypu abdukce v rameni vpravo ke zhoršení horního a dolního trapézového svalu vpravo. Střední deltový sval a střední trapézový sval se zhoršil mírně. Dolní trapézový sval vpravo a velký prsní sval se nezlepšil vůbec. Při pohybovém stereotypu abdukce v rameni vlevo nedošlo ke zlepšení u žádných svalů. Při svalovém testu středního deltového svalu se více zhoršil střední deltový sval a horní trapézový sval. Dolní trapézový sval vlevo a vpravo a velký prsní sval vpravo zůstaly beze změn. U svalového testu horního trapézového svalu došlo ke zhoršení u horního trapézového svalu vpravo i vlevo. U ostatních svalů nedošlo ke zlepšení. U svalového testu středního trapézového svalu se snížilo zapojení u horního trapézového svalu vpravo i vlevo. Více se zapojil střední trapézový sval vpravo. U svalového testu dolního trapézového svalu

došlo ke zhoršení trapézového svalu vpravo i vlevo a ke zlepšení středního trapézového svalu vpravo. **U M1-6 se ve druhém měření (F3) zapojovaly svaly střední deltový, horní trapézový vpravo dříve oproti původnímu stavu, elektromechanické zpoždění se zkrátilo.**

U čtvrtého probanda při stereotypu abdukce v rameni vpravo nedošlo ke zlepšení zapojení ani u jednoho svalu. Při pohybovém stereotypu abdukce v rameni vlevo se mírně zhoršilo zapojení u velkého prsního svalu.

K mírnému zlepšení došlo u středního a dolního trapézového svalu. Střední deltový a horní trapézový sval vpravo zůstal na původní hodnotě. Při svalovém testu středního deltového svalu bylo zaznamenáno mírné zlepšení u středního deltového svalu a horního trapézového svalu vpravo i horního trapézového svalu vlevo. U svalového testu horního trapézového svalu se zlepšila aktivita jen nepatrně u svalů horního trapézového vlevo trapézového vpravo. Více se zapojil střední trapézový sval vpravo.

K mírnému zhoršení došlo u horního trapézového svalu vlevo. U svalového testu středního trapézového svalu se po cvičení hůře zapojoval střední deltový sval vpravo, horní trapézový sval vlevo a velký prsní sval vpravo. U svalového testu dolního trapézového svalu se mírně zhoršilo zapojení středního deltového svalu vpravo, velký prsní sval vpravo a horní trapézový sval vlevo. K mírnému zlepšení došlo u horního trapézového svalu vpravo a dolního trapézového svalu vpravo. **U M1-6 se po druhém měření po cvičení zapojovaly svaly střední deltový, horní trapézový vpravo i vlevo a velký prsní sval vpravo dříve oproti původnímu stavu.**

U všech probandů byl zaznamenán po cvičení časnější nástup aktivity středního deltového svalu. Tento fakt může být významný pro stabilizaci ramenního kloubu. Všichni probandi hodnotili subjektivně zlepšení motoriky ramenního kloubu po měsíčním cvičení s powerballem.

Závěr

Práce prověřila využití powerballu pro cvičení svalů ramenního pletence a vliv tohoto cvičení na svalovou aktivitu zkoumaných svalů. Výsledky nejsou zcela konzistentní vzhledem k malému souboru pozorovaných osob a absenci statistického vyhodnocení rozdílů zkoumaných hodnot elektromyografického vyšetření. Též značný počet dalších proměnných faktorů, které ovlivňují okamžitou svalovou aktivitu, nedovoluje prokázat jednoznačnou a přímou souvislost mezi cvičením pomocí powerballu a prokazatelných změn svalové funkce. Všichni probandi vykazovali po měsíčním cvičení s powerballem nižších hodnot elektromechanického zpoždění a subjektivně hodnotili stav motoriky ramenního kloubu jako zlepšený. Práce prokázala, že je powerball zajímavou cvičební pomůckou, atraktivní a zábavnou pro cvičence, kteří ji rádi a ochotně využívají. V tomto smyslu se jeví perspektivní pro široké uplatnění. Její další využitelnost v přípravě sportovců i osob s jednostranným zaměřením jakož i pro účely léčebné rehabilitace vyžaduje další podrobnou analýzu formou výzkumu velké skupiny osob za standardizovaných podmínek.

Souhrn

Zlepšení stereotypu abdukce v ramenního kloubu po cvičení powerballem

Křepelka,P.

3.lékařská fakulta Univerzity Karlovy Praha, studijní program specializace ve zdravotnictví, bakalářský studijní obor fyzioterapie.

Cíl: zhodnocení účinnosti cvičení pomocí powerballu na funkci svalů pletence ramenního.

Design a metoda: u čtyř dobrovolníků byl proveden vstupní pohovor se zaměřením na onemocnění pohybového aparátu, pohybové stereotypy a cvičení, stanovena tělesná hmotnost a výška, provedeno klinické vyšetření skeletu a svalového aparátu v oblasti ramenního pletence dominantní končetiny. Vyšetřeno zevní elektromyografické vyšetření svalů: m.deltoideus, m.trapesius a m.pectoralis maior v průběhu šesti definovaných pohybů. Následovalo definované cvičení pomocí powerballu po dobu 1 měsíce 10 minut denně. Provedeno kontrolní elektromyografické vyšetření. Provedeno vyhodnocení rozdílů sledovaných elektromyografických veličin: svalová aktivita (AP) a hodnota elektromechanického zpoždění (EMZ) před cvičením a po něm. Proveden výstupní pohovor se subjektivním hodnocením cvičení probandy.

Výsledky: Výsledky měření vykazovaly rozdílné výsledky u sledovaných osob v obou sledovaných veličinách, elektrické aktivitě svalu a elektromechanickém zpoždění. U všech probandů došlo ke zkrácení elektromechanického zpoždění u manévrů M2-M6 u svalů m.deltoideus a m.trapesius.

Závěry: krátkodobé cvičení svalů pletence ramenního ovlivňuje svalovou funkci a lze předpokládat, že zlepšuje pohybové stereotypy abdukce ramenního kloubu.

Summary

An improvement of a stereotype plate of an shoulder joint abduction after exercising with a powerball

Křepelka P.

3rd School of Medicine, Charles University in Prague, study programme specialized in health service, field of study –Bachelor of Medicine – physiotherapy

Objective: to evaluate the effectiveness of exercise with powerball on functioning of shoulder girdle muscles.

Design and method: four volunteers were accomplished on input interview. Focus was on diseases of the musculoskeletal system and exercises. Measurements were taken of weight and height were taken as part of clinical analysis musculoskeletal system of the shoulder girdle of the dominant limb. An external EMG was taken of deltoid, trapezius and pectoralis major muscles during six specific movements. Then following the defined exercise with a powerball for one month, ten minutes per day. After one month of exercise the EMG was repeated. An evaluation of differences of following EMG quantities (of observed EMG values) – a muscular activity and a value of electromechanic delay before and after exercising were accomplished. An output interview with a subjective evaluation of exercising by probands. The differences in readings were evaluated, comparing input and output interviews.

Results: results of measuring were different of observed people in both following quantities, electrical muscular activity and the electromechanic delay. Electromechanic delay relating to manouvers M2 – M6 of the deltoid and trapezius muscles decreased in every probands.

Conclusion: short-term exercise of the shoulder girdle improved the muscular function. On the basis of these finding it is possible to conclude that this exercise will improve the musculoskeletal system and specifically abduction of the shoulder joint.

Literatura

1. Green S, Buchbinder R, Hetrick S. Physiotherapy interventions for shoulder pain. Cochrane Database Syst Rev. 2003;(2):CD004258
2. Thorton LJ, Barr AE, Stuart-Buttle C et al. Perceived musculoskeletal symptoms among dental students in the clinic work environment. Ergonomics, 2008, 51, 4, s.573-86
3. Alipour A, Ghaffari M, Shariaki B et al. Occupational neck and shoulder pain among automobile manufacturing workers in Iran. Am J Ind Med, 2008, epub ahead of print.
4. Scheartzkopf R, Oron A, Loenberg M. Shoulder pain: assessment, diagnosis and treatment of common problems. Harefuah, 2008, 147, 1, s.71-6
5. Tarnanen SP, Ylinen JJ, Siekkinen KM et al. Effect of isometric upper extremity exercises on the activation of core stabilising muscles. Arch Phys Med Rehab, 2008, 89, 3, s.513-21
6. Cools AM, Geeroms E, Van de Berghe,DF at al. Isokinetic scapular muscle in young elite gymnasts. J Athl Train, 2007, 42, 4, s.458-63.
- 9.Véle F. Kineziologie , Triton, Praha 2006, s.265-272
10. Karas V, Otáhal S. Základy biomechaniky tělesných cvičení. Univerzita Karlova. Praha 1991, s.123-125.
11. Sedláčková M. syndrom bolestivého ramene. Postgraduální medicína, 1999, 1, s. 73-79
12. DeBerardino TM. Shoulder impingement syndrome.e-medicine, 2006, <http://www.emedicine.com/sports/TOPI119.HTM>
13. Roy JS, Moffet H, Hebert LJ et al. The Reliability of Three-Dimensional Scapular Attitudes in Healthy People and People With Shoulder Impingement Syndrome. BMC Musculoskelet Disord. 2007. <http://www.medscape.com/viewarticle/563419>
- 12.Keller,O. Obecná elektromyografie, Triton, Praha 2007, 176 s.,ISBN: 80-7254-047-5