

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ
KATEDRA KYBERNETIKY A ROBOTIKY

Detekce lidských pohybů zápěstí a prstů na základě měření povrchového EMG svalů předloktí a Qualisys motion capture systému

Detection of human wrist and finger movements on the basis of measurements of surface EMG of forearm muscles and Qualisys motion capture system

Diplomová práce

Studijní program: Kybernetika a robotika

Studijní obor: Robotika

Vedoucí diplomové práce práce: Ing. Iva Novotná

Bc. Tomáš Janků



Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne 11.1.2016



Poděkování

Chtěl bych poděkovat především vedoucí mé práce Ing. Ivě Novotné za obrovskou porci trpělivosti a nervů se kterou mě provázela od individuálního projektu až k diplomové práci.

Dále pak celému pracovišti Fakulty zdravotnických studií University Jana Evangelisty Purkyně v Ústí nad Labem za umožnění využití prostor laboratoře pro studium pohybu a jejich pomoc a čas, jež obětovali ve prospěch prováděných odborných experimentů. Speciální dík v tomto ohledu pak patří vedoucímu laboratoře a fyzioterapeutickému specialistovi M. Jelínkovi.

Přál bych si také poděkovat mé rodině a přítelkyni, jež mě podporovali a pomáhali jak jen mohli po celou dobu mého studia.

Nakonec bych chtěl vyjádřit svůj vděk všem, jež se zúčastnili jako probandi mé studie a svým podpisem svolili k využití naměřených dat ke zpracování a vyhodnocení pro moji práci.



Obsah

Prohlášení.....	ii
Poděkování.....	iii
Anotace.....	v
Summary.....	v
Seznam použitých symbolů.....	vi
Zadání práce.....	7
Úvod.....	9
Cíle výzkumu.....	9
Vymezení teoretických východisek.....	10
Myologie ruky a předloktí.....	10
Mechanika zápěstí.....	14
Elektromyografie.....	15
Elektrody pro elektromyografii.....	17
Analýza signálu (EMG).....	18
Analýza v časové oblasti.....	18
Analýza ve frekvenční oblasti.....	20
Zpracování signálu v C#.....	20
Math.NET.....	20
Umělé Neuronové sítě.....	21
Topologie ANNs.....	22
Neurony pro ANNs.....	22
Více vrstvé perceptronové sítě.....	23
Logistická sigmoid funkce.....	24
Backpropagation v čase.....	24
Empirická část.....	28
Měřicí zařízení.....	28
Měření osoby.....	29
Postup měření.....	29
Umístění elektrod.....	30
Umístění trekovacích značek.....	33
Zpracování signálu.....	34
Struktura neuronové sítě.....	34
Analýza signálu v C#.....	35
Výsledky.....	37
Diskuze.....	39
Závěr.....	40
Referenční literatura.....	41
Přílohy.....	48
Extensor Carpi Radialis Longus.....	48
Extensor Carpi Ulnaris.....	50
Flexor Digitorum Superficialis.....	52
Pronator Teres.....	54
Flexor Carpi Radialis.....	56
Flexor Carpi Ulnaris.....	58
Extensor Digitorum.....	60
Supinator.....	62
Bříško palce.....	64
Bříško malíku.....	66



Anotace

Elektromyografie poskytuje velmi cenná data a poznatky, jež mohou být uplatněny v mnoha aplikacích. V současné době se jí s úspěchem využívá v řadě výzkumných prací i praktických aplikací různých zaměření především z odvětví biomedicíny a robotiky. Tato práce představuje experiment a založený na měření povrchových EMG signálů a snímání polohy prstů a ruky pomocí kamerového systému Qualisys, za účelem detekce pohybu prstů a zápěstí ze série pohybů. Studie se dobrovolně zúčastnilo 11 pacientů z toho 9 žen (23.33 ± 5.54 let) a 2 muži (23.5 ± 0.70 let). Detekce pohybů prstů a zápěstí bylo docíleno statistickou analýzou naměřených dat a využitím umělé neuronové sítě, která na získaném vzorku dat pro deseti prvkový vstupní vzor (svaly) dokázala predikovat na osm výstupních tříd (pohybů) s přesností 73.11 %.

Klíčová slova

EMG, ANN, svalová kontrakce, predikce, zpracování signálu

Summary

Electromyography offers very valuable data and findings that could be useful for various applications. To this day many of the applications based on utilization of EMG were used to great success especially from industries such as biomedicine and robotics. This thesis presents a way how to detect movement of wrist and fingers based on data obtained via surface electromyography and Qualisys motion detection system. Eleven patients have taken part in the study 9 women (23.33 ± 5.54 yo) and 2 men (23.5 ± 0.70 yo). Obtained EMG data were statistically analysed and fed to ANN as a training and testing data set. ANN with 10 input features (individual muscles) and 8 output classes achieved mean prediction accuracy of 73.11 % on given data.

Key words

EMG, ANN, muscle contraction, prediction, signal analysis



Seznam použitých symbolů

EMG – Elektromyografie

sEMG/SEMG – Povrchová elektromyografie

ANN – Umělá neuronová síť

BP – Backpropagation

IZ – Inervační zóna

DOF – Stupně volnosti

FF – Feed Forward

MLP – Více vrstvá perceptronová síť (MultiLayer Perceptron)

RMS – Střední kvadratická odchylka (Root Mean Square)

ARV – Průměrná hodnota rektifikovaného signálu (Average Rectified Value)

ZRC – Počet průchodů nulou (Zero Crossing Rate)

FT – Fourierova transformace

DF – Dorsální flexe

PF – Palmární flexe

RD – Radiální dukce

UD – Ulnární dukce

PRO – Pronace

SUP – Supinace

ABD – Abdukce prstů

PEST – Ruka zatnutá v pěst

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Tomáš J a n k ů

Studijní program: Kybernetika a robotika (magisterský)

Obor: Robotika

Název tématu: Detekce lidských pohybů zápěstí a prstů na základě měření povrchového EMG svalů předloktí a Qualisys motion capture systému

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se se základy měření svalové aktivity pomocí SEMG společně s kamerovým systémem Qualisys.
2. Navrhněte metodologii experimentu pro měření EMG svalů předloktí a vzájemné detekce svalové aktivity a pohybu zápěstí a prstů.
3. V jazyce C# navrhněte a implementujte metody parametrizace EMG signálu vhodné pro vyhodnocení svalové aktivity předloktí pro detekci pohybů zápěstí a prstů.
4. Pod odborným dohledem proveďte experimenty a naměřte experimentální data.
5. Statisticky vyhodnoťte naměřená data a výsledky diskutujte.
6. Na závěr zhodnoťte celé řešení, včetně možného budoucího rozvoje.

Seznam odborné literatury:

- [1] R. Merletti, P. Parker: Electromyography. Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications, John Wiley & Sons, New Jersey, 2004.
- [2] A. Karger, M. Kargerová: Základy robotiky a prostorové kinematiky, Vydavatelství ČVUT, Praha, 2000.
- [3] B. Siciliano, O. Khatib (editoři): Handbook of Robotics, Springer-Verlag, Berlin 2008. [4] A. Harada, T. Nakakuki, M. Hikita, Ch. Ishii: Robot finger design for myoelectric prosthetic hand and recognition of finger motions via surface EMG, IEEE 2010.
- [5] I. Hrazdira: Lékařská biofyzika a přístrojová technika. 1. vydání. Brno : Neptun, 2001.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Iva Novotná

Platnost zadání: do konce letního semestru 2015/2016

L.S.

doc. Dr. Ing. Jan Kybic
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 24. 2. 2015



Úvod

Míra využití elektromyografie ve světě se za poslední dekádu značně zvýšila. Ať již je to z důvodu oběvením nových technologií a materiálů na výrobu inteligentních protéz, kloubních náhrad a exo-skeletů pro pomoc lidem se sníženou schopností pohybu nebo lidem po amputaci. Nebo je to uvědoměním si potenciálu využití signálů získaných na základě svalových impulsů například za účelem ovládní robotických systémů, spotřebičů v domácnosti (inteligentní domy) apod. Faktem zůstává, že elektromyografie nabízí širokou škálu možností využití a velký potenciál.

Tato práce se zabývá využitím povrchové elektromyografie a kamerového systému Qualisys k detekci pohybu zápěstí a prstů ze série pohybů. Data získaná z měření svalové aktivity pomocí elektromyografie byla zpracována a statisticky analyzována. Zpracovaná EMG data pak sloužila jako vstup pro umělou neuronovou síť za účelem predikce pohybů na základě svalové aktivity. Údaje získané z kamerového systému Qualisys pak byla paralelně využita k vytvoření modelu pohybu zápěstí pro vybrané pohyby.

V této práci bylo paralelně využito poznatků z několika vědních oborů, především anatomie, biologie, elektromyografie, umělé inteligence a zpracování signálu. Tyto poznatky byly rozpracovány a představeny v několika kapitolách a sloužily jako důležitý odrazový můstek od návrhu experimentu, přes jeho uskutečnění až po zpracování dat a vyhodnocení výsledků.

Cíle výzkumu

Cílem výzkumu je především seznámit se s problematikou návrhu experimentu, měření EMG, získání a analýzy data naměřených na základě navrhnutého experimentu. Z analýzy pomocí statistických metod a představené umělé neuronové sítě dokázat, že je možné predikovat pohyby prstů a zápěstí na základě EMG signálů. Tento předpoklad je založen na faktech především z medicíny – zapojení svalů v pohybových řetězcích.



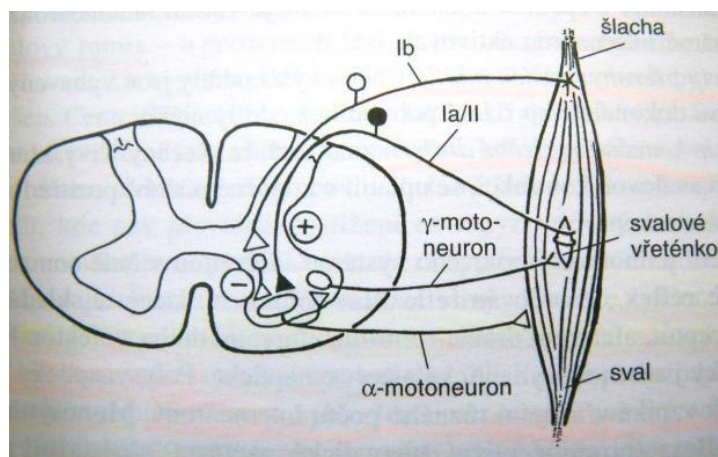
Vymezení teoretických východisek

Myologie ruky a předloktí

Svaly jsou elastické tkáně schopné kontrakce na základě dodání vzrušivého podnětu a následné relaxace. Kontrakce je možná díky přítomnosti kontrakce schopných bílkovin aktinu a myozinu. Díky této přeměně chemické energie na kinetickou je v těle umožněn pohyb. Rozeznáváme tři základní svalové třídy. Svaly příčně pruhované, jež ve většině případů patří mezi ty největší v těle a umožňují tělo pohyb. Hladká svalovina, především se nachází v orgánech. Svalovina srdce a myokardu [1]. Dále bude popsáno svalstvo příčně pruhované (složka kosterního svalstva), jež je pro potřeby projektu nejzajímavější.

Kosterní svalstvo tvoří hlavní část pohybového, motorického aparátu člověka. [2], [23]

Jádra svalového vlákna jsou koncentrována pod cytoplazmatickou membránou (sarkolemou). Vlákná svalu obsahují kontraktní bílkoviny aktin a myosin, které vzájemnou interakcí umožňují stah svalu. Buňky kosterního svalstva se sdružují do snopců (fasciculi) a dale pak do snopců vyšších ráďů. Takto vzniklé struktury jsou pospojovány vazivem. Aktivaci biochemické funkce svalu pak zajišťují motorické jednotky. Za motorické jednotky se považuje soubor svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem a je také nejmenší komponenta, jež lze samostatně aktivovat. Axon motoneuronu se po vstupu do svalu větví, jeho terminální vlákno inervuje vždy jedno svalové vlákno. Vzniká synapse – nervosvalová ploténka. Motorické jednotky představují periferní motoneuron. Ke kontrakcím dochází na základě vzruchů vybuzených přivedením motoneuronu nervovým vláknem na svalové vlákno nebo na základě elektrického podnětu. Motorická vlákna jsou zakončena na motorických ploténkách, kde se uvolňuje acetylcholin, který mění propustnost sarkolemy svalového vlákna pro vápník, což vyvolá aktivaci myofilament. Tato aktivace způsobí změnu tvaru molekuly aktinu. Uvolní se prostor, kam se zasouvají hlavy myozinu a vytvoří se tak na několik setin sekundy dočasná vazba viz. *Obrázek 1*. [3], [4], [5]



Obrázek 1 - Přivedení motoneuronu na svalové vlákno, jež způsobí aktivaci acetylcholinu zvyšující propustnost sarkomery svalového vlákna pro vápník. Převzato ze Základy neurologie (2011), Ambler zdeněk.



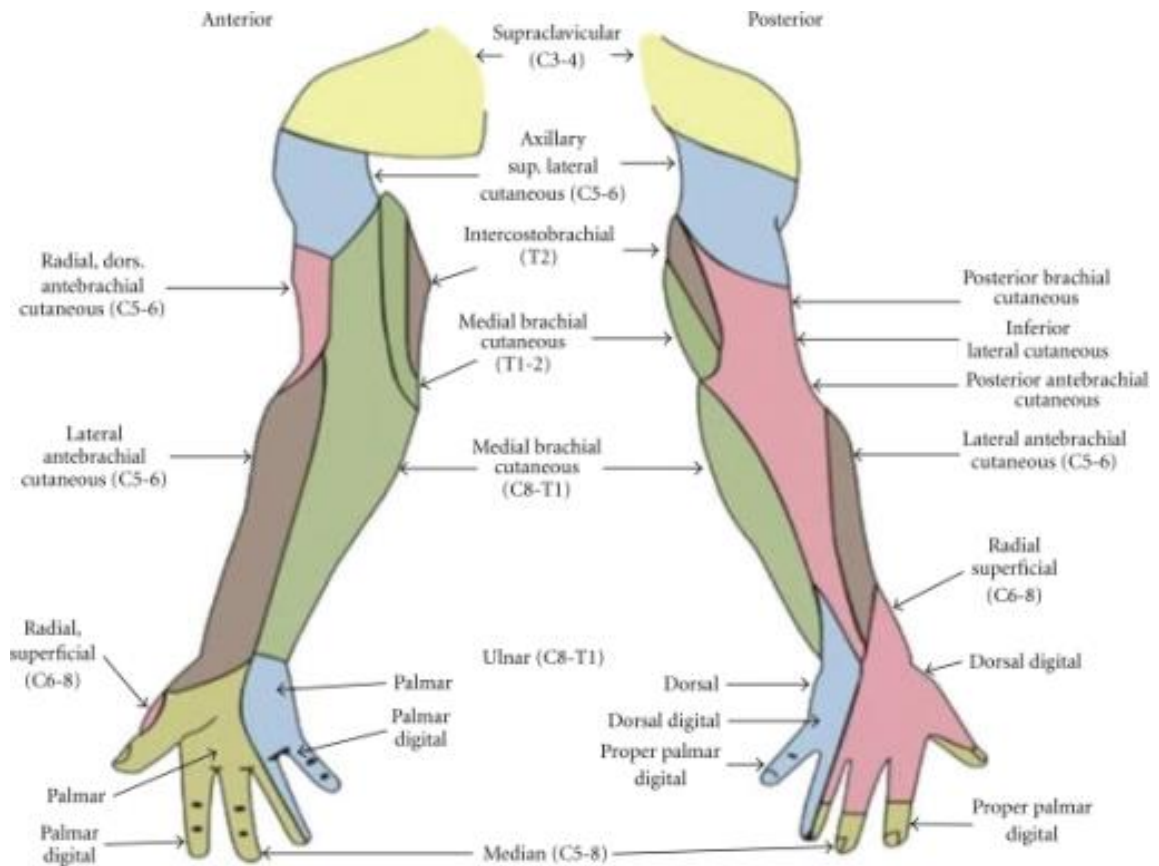
Každý sval má v jednotlivých fázích pohybu jinou funkci, která určuje jeho podíl na části pohybu. Každý pohyb potřebuje jinou specifickou míru zapojení daného svalu nebo skupiny a tím jsou tyto akce jedinečné. Svaly fixující, stabilizující polohu segmentů se nazývají fixátory (statické svaly). Jejich úlohou je segment nebo více segmentů udržet určitý čas ve stejné poloze tak, aby ostatní segmenty mohly vykonat pohyb. Dynamické svaly vykonávají zároveň dominantní pohybovou činnost. Daný segment může vykonávat protichůdný pohyb (flexe-extenze) svaly opačné činnosti musí být relaxované, antagonisté a synergisté pracují v protichůdných režimech, stavech napětí a uvolnění. Tento děj je automatizovaný. [2][3]

Celý systém svalové činnosti je řízený tak, aby byl potřebný pohyb (sekvence pohybů) vykonáván co možná nejefektivněji a přesně. Tuto řídicí funkci má na starosti centrální nervový systém (CNS). Míra provázanosti zapojení svalů pro vykonávání konkrétního pohybu v kontextu celého těla nám pak říká, nakolik pracují svaly synergicky, tvoří svalové smyčky. [4][5]

Svalová smyčka je princip komplexního řízení chtěného (úmyslného) pohybu. Svaly a skupiny jsou na sebe vázány. Spolu v dynamickém spojení (vazbě) pracují koordinovaně, aby byla splněna primární část pohybu. Záznam signálů z elektromyografu (EMG) vybraných svalů zaznamenává koordinovanou práci určených svalů, ostatní buď plní funkci fixátorů nebo funkci neutralizační (eliminátory). [23]

Skupiny vázaných svalů upevněných na kostru bývají často vrstveny. Začínajíce od hluboké vrstvy často v nejbližší proximítě u kosti až po povrchovou svalovou vrstvu (dobře měřitelná svalová aktivita pomocí EMG). [1][4]

Z hlediska pohybu (kontrakce svalů) je nezbytné, aby byly svaly inervovány. Inervací rozumíme tu skutečnost, že do každého svalu vstupuje nerv, který se skládá z jednotlivých nervových vláken různých typů. Svaly (trup a končetin) jsou inervovány z míšních nervů. Míšní nervy se dělí na dorsální větev a ventrální větev. Dorsální větev inervuje svaly zádové, Ventrální větev obstarává svaly trupu a končetin. V průběhu vývoje člověka dochází u končetin k velikým změnám a přesunům tkání, nervů, svalů. To má za následek vznik složitých nervových pletení (plexů) jakou je například plexus brachialis, kterým je inervována horní končetina. Z těchto plexů pak teprve vycházejí nervy určené pro samostatnou inervaci svalů. Na *Obrázek 2* lze vidět inervační zóny svalů horní končetiny. [4][6]



Obrázek 2 - Inervační zóny horní končetiny. Převzato z *Brachial plexus anesthesia: a review of the relevant anatomy, complications, and anatomical variations* (2014), A. Mian.

Svaly ruky a předloktí, jež jsou zájmovou skupinou z hlediska tohoto projektu jsou převážně inervovány mediálním nervem (nervus mediális C8-T1, T1-2), který inervuje velkou část palmární stranu ruky. Nebo ulnárním nervem (C8-T1), který vede kolem ulnární kosti a přímo ústí do malíku. Kenji Saitou ve své studii z roku 2000 [21] experimentálně lokalizoval inervační zóny (IZ).

Obzvláště zajímavé jsou pro účely této studie svaly předloktí v povrchové vrstvě. Jejich aktivita je dobře pozorovatelná (měřitelná) využitím povrchové elektromyografie (surface – EMG, sEMG) a lze tak navrhnout na základě naměřených dat způsoby parametrizace získaných signálů, využívat je pro řízení a jiné úlohy. Vybrané svaly předloktí, jejich funkce a inervační nervy jsou popsány v tabulkách *Tabulka 1 - Skupina frontálních svalů předloktí*. [25], *Tabulka 2* a *Tabulka 3*.



Skupina frontálních svalů předloktí			
Povrchová vrstva	Sval	Inervační nerv	Funkce
	Musculus pronator teres	Nervus medianus	Pronace předloktí
	Musculus flexor carpi radialis	Nervus medianus	Flexe zápěstí, Radiální deviace/dukce zápěstí, Flexe lokte
	Musculus flexor carpi ulnaris	Nervus ulnaris	Flexe zápěstí, Ulnární deviace/dukce zápěstí

Tabulka 1 - Skupina frontálních svalů předloktí. [25]

Skupina laterálních svalů předloktí			
Povrchová vrstva	Sval	Inervační nerv	Funkce
	Musculus extensor carpi radialis longus	Nervus radialis	Extense zápěstí, Radiální deviace/dukce zápěstí
	Musculus extensor carpi radialis brevis	Nervus radialis	Extense zápěstí, Radiální deviace/dukce zápěstí
Hluboká vrstva	Musculus supinator		Supinace předloktí

Tabulka 2 - Skupina laterálních svalů předloktí. [25]

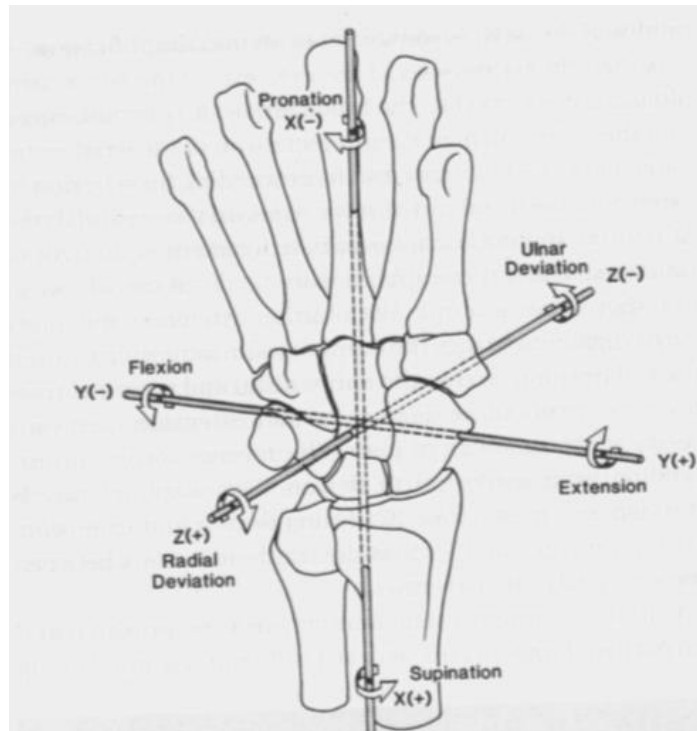
Skupina dorsálních svalů předloktí			
Povrchová vrstva	Sval	Inervační nerv	Funkce
	Musculus extensor digitorum	Nervus radialis	Natažení prsů, Extense zápěstí
	Musculus extensor carpi ulnaris	Nervus radialis	Extense zápěstí, Ulnární deviace/dukce zápěstí

Tabulka 3 - Skupina dorsálních svalů předloktí. [25]



Mechanika zápěstí

Zápěstí je schopno pohybů pro tři stupně volnosti (flexe/extense, pronace/supinace, ulnární/radiální dukce) jak je zachyceno na *Obrázek 3*. Pro tyto stupně volnosti má limitace dané maximální mezní výchylkou jednotlivých pohybů. Pohyb prstů je obtížněji modelovatelný, jelikož ani pro nejkompexnější pohyby se prsty nepohybují zcela nezávisle na sobě. V řadě případů se jeden z prstů musí pohybovat více než ostatní. Tímto vzniká složitý problém simultánní kontroly velkého počtu mechanických stupňů volnosti. Maximální úhly ohybu prtů jsou v jednotlivých kloubech od metakarpofalangentního spojení ke konci prstů 90° (malíček až 95°), $100^\circ - 110^\circ$, 90° . Úhly úzce souvisí s tím, zda se pohybují všechny prsty najednou nebo vždy pouze jeden. [9], [24]



Obrázek 3 - Mechanika zápěstí, stupně volnosti a směry odpovídající základím pohybům (palmární, dorsální flexe, ulnární a radiální dukce, supinace, pronace) [24]



Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je vyšetřovací metoda, která vychází ze snímání povrchové nebo intramuskulární svalové aktivity. Detekuje a zaznamenává změnu elektrického potenciálu, ke které dochází při svalových kontrakcích. EMG poskytuje významnou informaci o svalové aktivitě, nicméně má i řadu limitací. Některé lze odstranit nebo zmírnit, jiné ne. U měření povrchového EMG signálu prochází akční potenciál přes přilehlé svalové tkáně, tuk a kůži. Následně jsou na povrchu kůže detekovány a zaznamenány snímacím zařízením (povrchové elektrody). EMG signál je tedy výsledkem posloupnosti přichozících akčních potenciálů, vyvolaných svalovou kontrakcí, na povrchové elektrody. Obecně je klasifikace původu elektrické aktivity ve svaích obtížná a identifikace izolovaných mechanických pohybů (pohyby prstu, zápěstí, předloktí) vyžaduje důkladnější statistické zpracování signálů získaných z patřičně umístěných povrchových elektrod. I při jednoduchých izolovaných pohybech se zapojuje řada svalů s rozdílnou mírou aktivity, je tedy třeba určit výši příspěvku daného svalu do pohybového řetězce. [7], [10], [11]

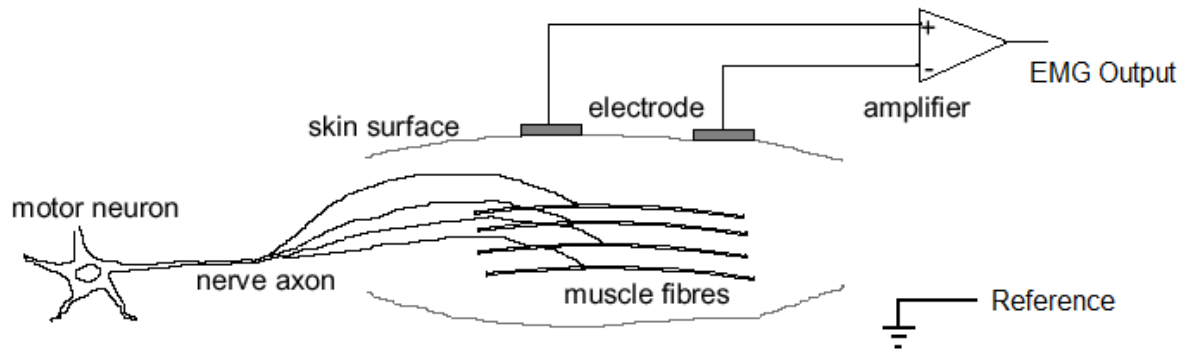
EMG signály se tedy využívají především pro sledování muskulo-skeletálních funkcí pomocí zprostředkovaného odhadu rychlosti zapojení svalových vláken, sledování lokálních změn v EMG během svalové únavy, a pro analýzu svalových intervalů například během analýzy pohybů paže, chůze nebo studie trajektorie pohybu končetin nebo celého těla. Amplituda EMG z bipolárního zapojení je využíváno pro monitorování svalové aktivační úrovně a průběhu síly produkované svaly. Pro celou řadu aplikací je také zajímavé získat určité vzory (vzorové chování), jež by mohly poskytnout kontrolní místa pro ovládání, řízení požadované aplikace. Proto je za potřeby identifikovat a izolovat vztah svalové činnosti individuálních svalů na pohyby jednotlivých prstů, či zápěstí. [13]

Pro získání kvalitního EMG záznamu je třeba brát v potaz nastavení parametrů využitých přístrojů. Jedná se zejména o zesílení průběhu rozdílu potenciálu na elektrodách (bipolární svod), omezení vlivu artefaktů a především pak vhodně umístit měřicí elektrody. Zesílení EMG zesilovačem je obecně různé pro rozličné amplitudy vstupního signálu. Při vyšších amplitudách dochází k přebuzení zesilovačů, které amplitudu deformuje (odřezává). Tím je poměrně významně zkreslen obraz průběhu napětí na snímacích elektrodách. Tato chyba se může projevit především při integraci EMG. [7], [11]

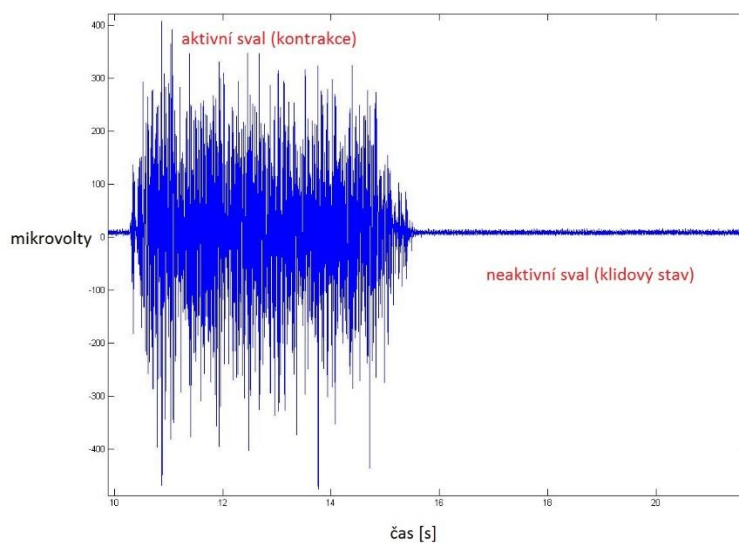
Amplituda EMG signálu je silně závislá na umístění povrchových elektrod. Zejména u některých svalových skupin, například těch ovládajících prsty, je tento vztah markantní. Problémem umístění povrchových bipolárních elektrod ve vztahu s výstupní amplitudou EMG se zabývalo mnoho autorů. Zajímavě adresoval tento problém Jensen C. a spol.[39][40]. V těchto studiích prokázali, že optimální umístění elektrod je závislé nejen na poloze vůči IZ svalů, ale i na dalších faktorech jako jsou tloušťka povrchové vrstvy (kůže, tuková vrstva), distribuce a synchronicita aktivních motorických jednotek, překrývání svalových skupin a uložení motorických jednotek uvnitř svalu. Z hlediska získání věrného signálu z EMG je tedy třeba zajistit co možná nejpřesnější umístění elektrod (na svaly u nich chceme detekovat svalovou aktivitu). Právě tyto faktory mohou mít za následek výskyt přidaných artefaktů ve výstupním napětí (stínový signál o stejné frekvenci, ale nižší amplitudě – z jiných přilehlých svalů). Dále pokožku před aplikací elektrod očistit od částecek staré



kůži a zajistit co možná nejlepší přilehnutí elektrod na povrch kůže. Na *Obrázek 4* je jednoduché schéma zapojení bipolární elektrody pro získání EMG signálu a *Obrázek 5* pak zachycuje signál zaznamenaný pomocí povrchového EMG. [7], [20], [26]



Obrázek 4 - Schéma zapojení pro měření EMG a proces svalové aktivace. Převzato z Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations For Robotic Prosthesis (2012), Muhammad Zahak Jamal.



Obrázek 5 - Ukázka signálu bipolárně nasnímaného povrchovým EMG. [27]



Elektrody pro elektromyografii

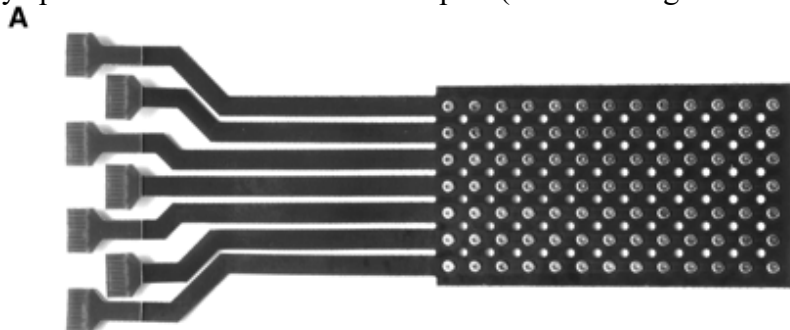
V závislosti na využití pro cílovou aplikaci a dostupné možnosti, je volba elektrod pro EMG velmi důležitou. Při výběru typu a parametrů elektro je třeba vzít v potaz řadu věcí. Od rozměrů, jak detekční plochy, tak i celkového rozměru, které jsou zásadní z hlediska velikosti vybraných svalů a počtu elektrod na danou plochu. Přes využití v rámci aplikace, až po dělení dle konstrukce.

Dle konstrukce:

1. Povrchové elektrody patří mezi nejvyužívanější, se využívají zejména pro měření rychlosti vedení nervem nebo u reflexologických a kineziologických studiích. Jedná se o kovové plíšky diskového tvaru umístěné na odmaštěnou kůži (snaha o to aby byl co možná nejmenší vstupní odpor přechodu). Nejsou příliš vhodné pro zjišťování akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek, jejich umístěním na povrchu zaznamenávají potenciál z několika motorických jednotek současně.
2. Jehlové elektrody, jejich aplikace je invazivní a pro pacienta bolestivá. Jejich použití lze nalézt především pro nativní elektromyografii a při studiích vedení periferními nervy. [7][26]

Mezi nejvyužívanější povrchové elektrody patří plovoucí povrchové elektrody. Jedná se o elektrody vyráběné v kombinaci s vodivou pastou nebo gelem (pro zvýšení přiléhavosti na kůži a tak zvýšení vodivosti signálu), která vyrovnává povrchové nerovnosti mezi elektrodou a kůží. Mezi nejpoužívanější pak patří argent-chloridová elektroda ($\text{Ag}|\text{AgCl}$), která je obtížně polarizovatelná a má velmi stálé vlastnosti. Jako elektrolyt se používá roztok chloridu draselného (KCl). Jejich nevýhodou je možný pohyb při měření, díky němuž vyniká pohybový artefakt, který generuje zkreslující napětí a tím nežádoucí šum. [27]

Pro povrchová měření EMG signálů lze s výhodou využít větší množství elektrod s menší snímající plochou seskupených do sítě o n řádcích a m sloupcích. Takovéto uskupení se nazývá elektrodový grid viz. *Obrázek 6*. Jak ukázali ve studiích [15], [16], [17], [22], měření za pomoci elektrodového gridu vykazuje lepší výsledky pro celou řadu zkoumaných parametrů, než u klasických bipolárních elektrod. To především proto, že svou konstrukcí poskytují lepší pokrytí snímané plochy i pro hůře měřitelná svalová seskupení (*musculus digitorum communis*).



Obrázek 6 - Ukázka elektrodového gridu 13x7 pro povrchovou EMG. Převzato z <http://jap.physiology.net/>



Analýza signálu (EMG)

U zpracování signálu z EMG je třeba dbát v první řadě na to, abychom co možná nejlépe omezili signálové artefakty. Zejména se doporučuje ze signálu filtrovat frekvence menší než 20 Hz a vyšší než 500 Hz (například dvoupásmovým filtrem nebo pásmovou propustí). Pokud není provedeno hardwarově, tak je nutné odfiltrovat frekvenci střídavého napětí, pro evropský standard 50 Hz, americký standard 60Hz. Data mohou být osetována tak, aby EMG signál osciloval stejnoměrně do kladných i záporných hodnot. Následnou rektifikací je pak možné vytvořit absolutní hodnotu ze všech registrovaných amplitud v signálu. Signál z EMG můžeme obecně zkoumat v časové nebo frekvenční oblasti. Pro každou jsou zajímavé jiné poznatky, jež můžeme ze signálu zpracováním získat.

Analýza v časové oblasti

Pro tento druh analýzy signálu jsou typické časové průběhy (signály mající za jednu ze zkoumaných dimenzí čas). Aby bylo možné signály zkoumat v časové oblasti, musí být většinou frekvenčně omezeny (filtrovány). Z takového signálu pak můžeme provádět analýzu z hlediska amplitudy signálu, efektivní hodnoty, trendovou analýzu, analýzu vrcholových hodnot, rozkmitu apod. [13][14]

Z hlediska EMG je zajímavá především analýza tvaru vrcholových hodnot (interferenční vzory). Tento způsob analýzy signálu v časové oblasti je dle D. A. Gabriela a J. R. Basforda [28] výhodnější než výkonová spektrální analýza (z frekvenční), jelikož signál získaný z povrchového EMG je nestacionární (závislé na počátku časové osy). Zde je potřeba zajistit aby byla co možná nejpřesněji reprodukována metodologie měření pro všechny subjekty. Pak je možné spočítat počet změn za předpokladu nestacionarity získaného signálu.

Mezi nejdůležitější měřené parametry v časové oblasti (pro EMG) patří průměrná amplituda vrcholů a jejich průměrnou frekvence v signálu. Sklon vrcholu (cesty vedoucí k vrcholu) a délky trvání vrcholů, efektivní hodnota amplitudy signálu (RMS), T_1, T_2 jsou hodnoty spodní a horní meze časového intervalu, $f(t)$ je zkoumaná funkce v čase t . [14]

$$f_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T_2 - T_1} \int_{T_1}^{T_2} |f(t)|^2 dt} \quad (1)$$

Pro signál po vzorkování (kde x_n je hodnota vzorku z EMG, n je počet vzorků):

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_n |x_n|^2} \quad (2)$$



Mezi další parametry používané pro analýzu v časové oblasti patří:

Hodnota rektifikovaného signálu za časový úsek (ARV), x_n je hodnota vzorku z EMG, n je počet vzorků:

$$ARV = \frac{1}{n} \sum_n |x_n| \quad (3)$$

Využití mediánu amplitudy hodnoty signálu dle následujícího vztahu (n - počet vzorků) [57]:

$$\tilde{x} = x_{(\frac{n+1}{2})}, \text{ pro lichá } n \quad (4)$$

$$\tilde{x} = \frac{1}{2} \left[x_{(\frac{n}{2})} + x_{(\frac{n}{2}+1)} \right], \text{ pro sudá } n \quad (5)$$

Maximum „ x “ je definováno jako nejvyšší hodnota z naměřené množiny (signálu). Pro maximální hodnotu z množiny M pak platí [58]:

$$x = \max(M), \text{ kde } M \subset R, x \in M \quad (6)$$

Minimum „ y “ je definováno jako nejmenší hodnota z naměřené množiny (signálu). Pro minimální hodnotu z množiny M pak platí [58]:

$$y = \min(M), \text{ kde } M \subset R, x \in M \quad (7)$$

Směrodatná odchylka, kde σ_x^2 je rozptylu náhodné veličiny:

$$\sigma_x = \sqrt{\sigma_x^2} \quad (8)$$

Zajímavým parametrem je také počet průchodů signálu nulou (ZCR – zero crossing rate) z toho lze usoudit například na dominantní frekvenci ze signálu. [13][14]



Analýza ve frekvenční oblasti

Pro získání co možná nejkompletnějšího popisu signálu nestačí mít pouze informace, jež jsme schopni získat z časové domény. Využívá se proto často zpracování dat ve frekvenční oblasti. Pro obdržení signálu ve frekvenční oblasti je třeba aplikovat některou z transformací pro spektrální analýzu. Nejčastěji se v aplikacích zpracování biologických signálů využívá Fourierova transformace (FT). Ta nám dává konkrétnější informaci o frekvencích obsažených v daném signálu. Z matematické definice je existence Fourierovy transformace podmíněna integrovatelností vstupní funkce (tato podmínka je při obecných měření vždy splněna) pak je FT definována jako:

$$F(p) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-ipt} dt \quad (9)$$

FT tedy převádí funkci $f(t)$ na nekonečný spektrální rozvoj funkce komplexní proměnné $F(p)$. [12]

Využitím fourierovy transformace můžeme tedy získat a zkoumat frekvenční spektrum naměřených signálů a něj zajímavých parametrů. Frekvence, které mají v daném signálu nejvyšší výkon můžeme získat na základě analýzy výkonového spektra či spektrální výkonové hustoty (signál rozložen podél frekvenční osy). Složky, které nás nejčastěji zajímají ve výkonovém spektru, jsou především: Střední hodnota výkonu, mediánová hodnota výkonu a maximum spektra. Analýza ve frekvenční oblasti nebyla v práci provedena. Její význam pro predikci pohybů pro neuronovou síť je zanedbatelný i přes obrovskou vypovídající hodnotu tohoto druhu analýzy.

Zpracování signálu v C#

Jazyk C# je jeden ze dvou nejvyužívanějších programovacích jazyků pro .NET platform (druhým z jazyků je Visual Basic). Tento programovací jazyk (v současné době ve verzi 6.0) je svými funkčnostmi a integrací s Microsoft Visual Studiem je v současnosti jedním z nejpropracovanějších na trhu. Dokáže využívat plně možností nabízených Microsoft .NET platformou, což je programová platforma, na které je postavena drtivá většina produktů od firmy Microsoft. [59][60]

Math.NET

Math.NET projekt, jehož účelem je převést známé matematické koncepty do programového světa C# se zaměřuje na několik širokých oblastí z matematiky, analýzy, lineární algebry a zpracování signálu a každou z těchto oblastí adresuje osobitým balíčkem s knihovnamy. Tyto knihovny jsou pak voláním jednotlivých metod schopny v několika řádcích realizovat složité operace. [61]

V této práci jsem pro zpracování naměřených EMG signálů využil balíček od Math.NET pro zpracování signálu – Math.NET Filtering. Nabízí v sobě řadu základních statistických operací, které byly blíže adresovány v předchozí kapitole (Analýza signálu (EMG)). Jedná se především o metody



pro výpočet průměrné hodnoty, RMS, ARV, maxima signálu, minima signálu, mediánu, směrodatné odchylky a mnohých dalších veličin. V tomto balíčku je také řada nástrojů umožňujících filtrování signálu – pásmové propusti, zádrže, apod. [62]

Umělé Neuronové sítě

Umělé neuronové sítě (Artificial Neural Networks - ANNs) jsou jedním z druhů výpočetních modelů využívaných pro různé úlohy především z oblasti umělé inteligence. Tyto modely jsou inspirovány chováním a strukturou biologických forem, jež jsou běžné v přírodě (vzory na sítnici lidského oka, mozek, apod.). V současné době se s úspěchem využívají v mnoha úlohách umělé inteligence, rozpoznávání řeči, klasifikace, optimalizace parametrů, asociace, filtrování, komprese, umělého ovládání, predikce časových řad a dalších a to zejména pro jejich schopnost masivně paralelního zpracování dat. K dosažení požadovaných výsledků se u ANNs využívá procesu učení („nealgoritmický“ proces) a určité generalizace zkoumaného problému na základě vyhodnocování vnitřních stavů sítě (v často v epochách). Aby bylo dosaženo optimální funkce ANN je třeba zvolit typ sítě, vhodný pro zkoumanou problematiku a (experimentálně vyzkoušet a navrhnout) topologii sítě (typ vstupů, typ výstupů, rozložení vrstev, počet skrytých vrstev, počty neuronů apod.). Dále je potřeba aby byly parametry ANN adaptovány specificky pro daný problém (váhy, vnitřní potenciály, prahy, volba aktivační funkce). Adaptace parametrů se také nazývá učení ANN. [37][38]

Existují tři základní způsoby učení ANN. Učení s učitelem, kde máme připraveny tréninkové příklady (známe vstupy a výstupy) a snažíme se nalézt určitou transformaci (nastavení ANN), která by nejlépe aproximovala představovaná data. Učení bez učitele, zde se jedná o tzv. self-organization, ANN nezná výstupy, tak se snaží na základě vstupních vzorů rozřazovat data do skupin a hledat v nich typické zástupce nebo upravuje svou topologii vstupu. A do třetice posilované učení. U tohoto druhu učení jsou k dispozici buď značně omezené příklady nebo vůbec žádné, ANN si tak generuje tyto příklady sama interakcemi s prostředím. Ve druhé fázi, vyhodnocovací, je pak využito plně (nebo částečně) naučené sítě k vyřešení dané úlohy. [41][42][43][44]

Umělé neuronové sítě se v posledních letech také těší častému využití v úlohách klasifikace a optimalizace na základě dat získaných pomocí EMG. V řadě studií experimentovali autoři s jedním ze základních typů architektur ANN tedy Feed Forward (FF) Multi Layer Perceptron (MLP). Tato architektura se ukázala jako vysoce preferovaná pro svou určitou jednoduchost a vysokou přesnost klasifikace. Converse, Hayes a spol. [45] Využili ve svém výzkumu právě tento typ sítě s jednou skrytou vrstvou a logistickou sigmoidou jako aktivační funkcí. Řada autorů využila FF MLP s jedinou skrytou vrstvou, což se ukázalo jako velice výhodné pro úlohy klasifikace a predikce pohybů, úhlů a dalších parametrů ze získaných EMG záznamů. [16][46][47]

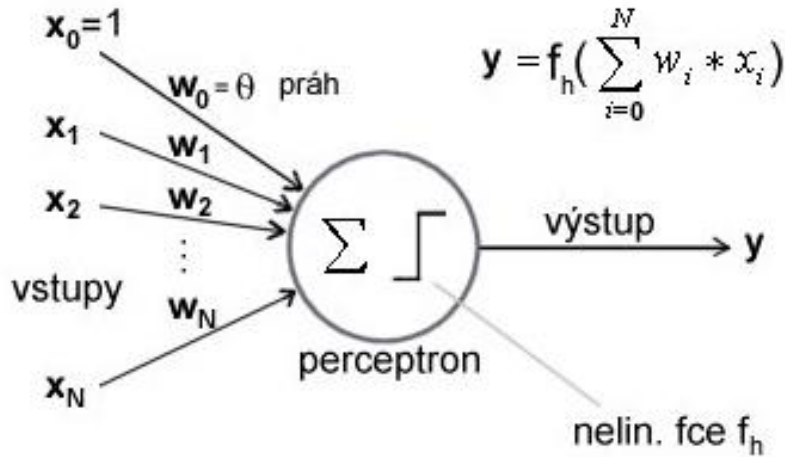


Topologie ANNs

Neuronové sítě jsou svou strukturou i funkcí často velmi podobné procesům v lidském mozku. Biologické neurony jsou v ANNs nahrazeny umělými neurony. V závislosti na typu použité sítě jsou neurony uloženy v jedné vrstvě, více vrstvách (multi layer – MLP, deep belief sítě - DB), shlucích, skrytých vrstvách, tyto vrstvy, individuální neurony, jsou pak propojeny podobně jak tomu je v lidském mozku a reagují buď v rámci jednotlivých epoch nebo po překročení určitého prahu (spiking sítě - SNN). První vrstvě neuronů, na které jsou přivedeny vstupy říkáme vstupní vrstva, ta je často jedno vstupová, případně více vstupová (vážený vstup u hybridních nebo rekurzivních sítí), plní především transportní funkci. Vrstvě, ze které čteme/ určujeme výsledky zkoumané úlohy často říkáme výstupní vrstva. Se zvyšujícím se počtem skrytých vrstev neuronové sítě nebo se zvyšujícím se počtem neuronů ve vrstvách vzrůstá výpočetní, časová a paměťová složitost. Volba správné topologie, počty vrstev a neuronů je ovšem velmi důležitá. Nízký počet neuronů ve skrytých vrstvách může způsobit omezenou schopnost ANN generovat řešení pro danou úlohu. [33][34][36][37][38].

Neurony pro ANNs

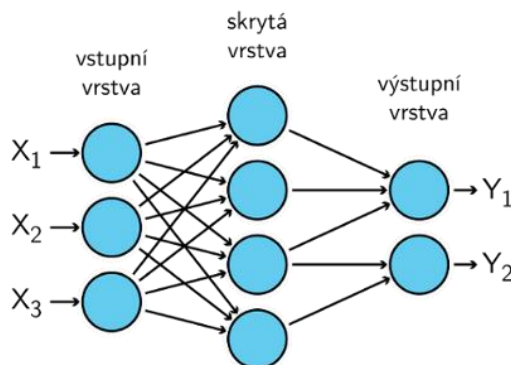
Neurony různých typů jsou základní výpočetní jednotky v umělých neuronových sítích všech typů. Jsou inspirovány funkcí a stavbou biologických neuronů. Za aktivitu neuronu označujeme jeho výstupní hodnotu. Neurony mohou mít obecně 0 až N vstupů, $N \in \mathbb{N}$, 0 až M výstupů, $M \in \mathbb{N}$, práh, bias a určitou transformační (aktivační) funkci. Mezi nejčastěji používané aktivační funkce patří lineární, two-step funkce, logistická sigmoida, Heaviside (step) funkce, po částech lineární funkce, hyperbolická tangenta. Kromě aktivačních funkcí se v ANN využívá i tzv. transportní funkce. Transportní funkce rozeznáváme obecně dvou typů - sumační funkci, produkt. Ty se využívají především k vyhodnocení (sumy nebo produktu) vah na vstupech jednotlivých neuronů. Každá s těchto funkcí má své výhody a nevýhody a volba vhodná pro danou aplikaci je jedním ze zásadních kroků u návrhu ANN. Na *Obrázek 7* je zobrazena struktura jedné ze základních výpočetních jednotek umělých neuronových sítí – Perceptron. [37][43]



Obrázek 7 - Příklad neuronu (McClulloch-Pitts perceptronu) pro ANN. $x_1 - x_N$ vstupy, $w_1 - w_N$ vstupní váhy, w_0 - prahová hodnota, f_h - nelineární aktivační funkce, y - jediný výstup daný funkcí f_h (aktivační funkce ze sumy vážených vstupů do daného neuronu). Převzato z Česko-slovenská společnost Course Ware (<http://cw.cz-slo-spolecnost.eu/course/nn>)

Více vrstvé perceptronové sítě

Termínem Vícevrstvá perceptronová síť (MultiLayer Perceptron - MLP) rozumíme ANN skládající se alespoň z jedné vrstvy neuronů. Jedním z nejčastějších případů použití tohoto typu ANN jsou klasifikační úlohy kde často figuruje MLP skládající se ze vstupní vrstvy, jedné skryté vrstvy a jedné výstupní. Příklad takové sítě lze vidět na *Obrázek 8*. V závislosti na počtu vrstev je ANN schopna generovat řešení („rozdělovat“ prostor řešení) na: jedno-vrstvá síť – polo roviny vázané hyperplochou, dvou-vrstvá síť – konvexní otevřené nebo uzavřené oblasti, tří-vrstvá síť – komplexní oblasti limitované pouze počtem neuronů, čtyři a více vrstvé sítě pak mohou řešit úlohy o vysoké dimenzi. [37][38][41][43]



Obrázek 8 – Příklad plně propojené MLP sítě o jedné vstupní vrstvě, jedné skryté a jedné výstupní. Vstupy x_1, x_2, x_3 . Výstupy y_1, y_2 .

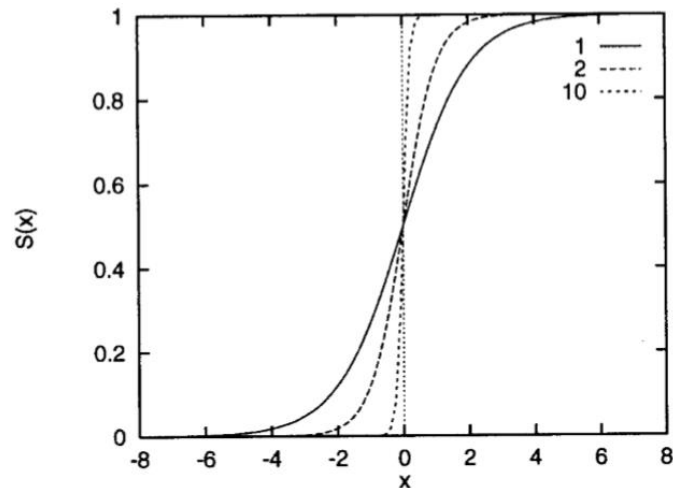


Jak bylo popsáno výše, u ANNs je potřeba adaptovat vnitřní parametry sítě danému problému. Existuje celá řada algoritmů a technik využívaných k docílení adaptace (trénování) ANN. Mezi ty známější patří zejména Backpropagation (BP) algoritmus, Newtonovská metoda, Gradient-descent, techniky zaměřené kolem využití evolučních/ genetických algoritmů apod. Jedním z nejstarších a nejčastěji používaných je právě zmiňovaný BP algoritmus nad kterým je postavena řada dalších algoritmů. [51]

Logistická sigmoid funkce

Mezi nejvýznamější aktivační funkce pro ANN patří sigmoida. Sigmoida je speciálním příkladem logistické funkce a je definována vztahem:

$$S(x) = \frac{1}{1 + e^{-\gamma x}}, \gamma - \text{parametr sklonu funkce} \quad (10)$$



Obrázek 9 - Příklad sigmoidy pro různé hodnoty parametru γ . Převzato z elektronického dokumentu od J. Drchala [56]

Backpropagation v čase

Backpropagation (BP) je jednou z základních hojně využívaných metod pro naučení MLP sítí. Pro své pojetí se ovšem ve značné míře používá i řadě dalších aplikací jakou jsou obecné rozpoznávání vzorů, dynamické modelování, řízení časově závislých systémů, aplikace na fuzzy systémy a mnohé další. Tento algoritmus byl poprvé představen v práci P. Werbosem roku 1974 [52][53]. Od té se značně rozšířil a byla z něj odvozena celá řada dalších algoritmů a metod pro učení ANN jako jsou například – Quick Propagation (QUICKPROP), Resilient Propagation (RPPROP), Spike Propagation a Levenberg–Marquardt. [48][49][50][51]

BP metoda má sama o sobě určitá omezení na svou použitelnost. Hlavní omezení se týká využití aktivační funkce. Aktivační funkce elementárního podsystému (neuron u ANN) musí být *spojitá a diferenciovatelná*. Koncept a využití, včetně pseudo kódu bylo podrobně popsáno D. E.



Rumelhartem v jeho studii [54]. Jednou ze základních myšlenek BP je snaha o minimalizování energie/ chyby ANN. Energii sítě lze chápat jako určité měřítko popisující jakou měrou je síť natrénována (adaptována) pro daná tréninková data. Zkoumáme tedy jak se mění energie sítě pro změnu vah na základě aplikovaných vstupů. Algoritmus BP za následujících předpokladů jak je uvedl ve své práci P. Werbos [55]:

$$x_i = X_i, 1 \leq i \leq m \quad (11)$$

$$net_i = \sum_{j=1}^{i-1} W_{ij}x_j, m < i \leq N + n \quad (12)$$

$$x_i = s(net_i), m < i \leq N + n \quad (13)$$

$$Y_i = x_{i+N}, 1 \leq i \leq n \quad (8)$$

kde „s“ v (7) je definováno jako následující sigmoida:

$$s(z) = 1/(1 + e^{-z}) \quad (9)$$

„N“ je číselná konstanta, která musí být vždy alespoň „m“. Hodnota N + n pak udává celkový počet neuronů dané sítě (vstupy jsou zde počítány jako neurony). net_i je úroveň vzruchu/ napětí neuronu a x_i reprezentuje intenzitu výstupu neuronu (aktivační úroveň). „N“ je číselná konstanta, která musí být vždy alespoň „m“. Hodnota N + n pak udává celkový počet neuronů dané sítě (vstupy jsou zde počítány jako neurony). net_i je úroveň vzruchu/ napětí neuronu a x_i reprezentuje intenzitu výstupu neuronu (aktivační úroveň).

Pro síť definovanou jako $NET(X, W, x, Yhat)$, Reálná čísla $X(m), W(N + n, N + n), x(N + n), Yhat(n), net$ a celá čísla i, j, m, n, N .

- 1) Vyber instanci dat z trenovací množiny a přiveď na vstupy (Rovnice 5)
 $i = 1, m$
 $x(i) = X(i)$
- 2) Implementuj Rovnice 6 a 7 pro každou hodnotu i .
 $DO i = m + 1, N + n$
- 3) Spočti net jako průběžnou sumu založenu na Rovnici 6
 $net = 0$
 $DO j = 1, i - 1$
 $net = net + W(i, j) * x(j)$
- 4) Spočti x_i , z rovnic 7 a 9
 $x(i) = 1/(1 + e^{-net})$
- 5) Vyhodnoťte výstupy dle rovnice 8

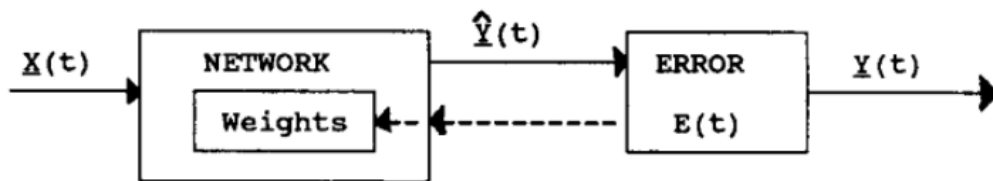


$$DO i = 1, n$$
$$Yhat(i) = x(i + N)$$

V tomto pseudokódu jak ho představil ve své práci P. Werbos [55] je zajímavé si povšimnout, že X a W jsou technicky vzato vstupy pro pod-programy, zatím co x a $Yhat$ jsou brány jako výstupy. Přičemž platí, že $Yhat$ jsou “pravý” výstupy a x mohou sloužit v některých případech jako pomocné výstupy. Za počáteční hodnoty vah W jsou často voleny náhodná čísla mezi -0.1 a 0.1 . Často je ovšem výhodnější tyto váhy nastavit na základě určité priori informace, jež víme o síti.

Jak již bylo řečeno, cílem BP je minimalizovat energii sítě, proto jsou váhy voleny v cyklu BP (základní BP) tak, aby minimalizovaly střední kvadratickou chybu pro danou trénovací množinu. Rovnice 10 ukazuje výpočet energie takové ANN s využitím BP. Ilustrace funkce základní podoby BP metody lze nalézt na Obrázek 10.

$$E = \sum_{t=1}^T E(t) = \sum_{t=1}^T \sum_{i=1}^n \frac{1}{2} (\hat{Y}_i(t) - Y_i(t))^2 \quad (10)$$



Obrázek 10 - Základní Backpropagation metoda pro vzorové učení. Převzato od P. Werbose [55] (Fig. 3)

Další důležitá otázka, která se nabízí ve spojitosti s BP je: Jak dlouho danou síť trénovat? Jako řešení se nabízí jeden z následujících přístupů. Trénování dané ANN necháme běžet po určité době (počet iterací - *epoch*). Nebo je BP aplikován na ANN tak dlouho dokud není globální chyba menší než určitá námi zvolená hodnota (pokud je toho možné dosáhnout).



Spojením učícího paradigmatu jak bylo nastíněno výše a kritéria pro minimalizování chyby ANN lze pak zapsat BP metodu do pseudokódu (převzato z textu J. Drchala [56]):

- Náhodně inicializuj váhy (nebo odhadni na základě znalosti sítě)
- (Opakuj - 1)
 - (Opakuj - 2)
 - Vyber instanci dat z tréninkové množiny
 - Aplikuj data na vstupy ANN
 - Vypočítej/ vyhodnoť výstupy ANN
 - Porovnej hodnoty výstupů s požadovanými hodnotami
 - Aktualizuj váhy
 - (Dokud – 2 neprojdeš všechna data z tréninkové množiny)
- (Dokud – 1 není globální chyba menší než zvolené kritérium, nebo není překročen počet epoch)



Empirická část

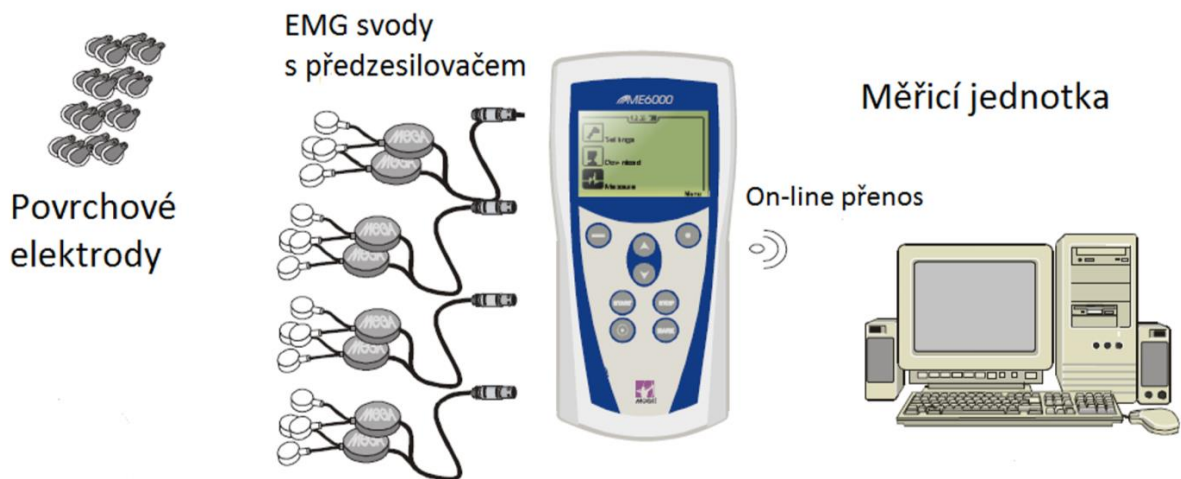
Měřící zařízení

Celé měření proběhlo na pracovišti Fakulty zdravotnických studií University Jana Evangelisty Purkyně v Ústí nad Labem v Laboratoři pro studium pohybu.

Pro snímání povrchového EMG signálu bylo využito elektrod Ambu Blue Sensor N od firmy Ambu, přístroje MegaWin Biomonitor ME6000 a kamerového systému Qualisys.

Elektrody Ambu Blue Sensor N jsou biokompatibilní elektrody, vyrobeny z argentschloridu (Ag|AgCl) s AC impedancí 600Ω a s DC offsetovým napětím $0,2 \text{ mV}$. Velikost těchto elektrod je $30 \times 22 \text{ mm}$ se plochou snímání 15 mm^2 (rozměry a plochy bez plochy pro připojení konektoru vodiče).

Systém pro snímání povrchových EMG signálů biomonitor MegaWin ME600 dokáže zaznamenávat svalovou aktivitu s vysokou přesností až ze 16-ti svalů současně. Takto získané signály dosahují velmi malých hodnot (kolem $1 \mu\text{V}$) a je tedy třeba jejich zesílení. MegaWin ME6000 má zabudovaný předzesilovač, který je připojen přímo k zemnicí electrode. Tím je dosaženo značného snížení vlivu rušení (např. pohybový artefakt). Data ze snímajících ploch elektrod jsou pak přenášena vodičem dále do biomonitoru a z něj online (WLAN) přenosem do počítače k jejich uložení a zpracování. Zjednodušené schéma zapojení měřící jednotky je na *Obrázek 11*.



Obrázek 11 - Biomonitor MegaWin ME6000 v schéma měřícího ústrojí. Převzato z práce I. Novotné [27].

Kamerový systém Qualisys se skládá z jedenácti vysokofrekvenčních Oqus kamer, jež jsou schopny s vysokou přesností detekovat umístěné reflexní značky. Kamery jsou rovnoměrně umístěny



v místnosti bez jakýchkoliv jiných reflexních ploch, než jsou právě umístěné značky. Systém byl kalibrován dle standardů pro Qualisys a vyzkoušen před samotným měřením. Pro samotné měření bylo využito snímkovací frekvence 1000 Hz a data z EMG a pohybová data byla exportována ve formátu pro MATLAB (*.mat, *.asc) a 6-DOF data (*.c3d).

Měřené osoby

Této studii se dobrovolně zúčastnilo v první části měření 7 probandů (duben, květen 2015) z toho 6 žen (24 ± 6.54 let) a jeden muž (23 let). Tato data byla z velké části využita pro naučení neuronového klasifikátoru. Druhá část měření se pak zúčastnili 4 probandi (prosinec 2015 až leden 2016) z toho 3 ženy (22 ± 3.46 let) a jeden muž (24 let). Data z těchto měření pak byla využita k samotné klasifikaci a analýze. Probandi byli vyšetřeni fyzioterapeutem, který provedl anamnézu. Anamnéza zahrnovala určení dominantní končetiny a funkční vyšetření, zda pacient netrpí bakteriálním zánětem a zda se u něj neprojevovaly neurologické změny vedení reflexní činnosti v horní dominantní končetině.

Poté byli seznámeni se smyslem studie a celým postupem měření, včetně vyzkoušení si jednotlivých pohybů a celé sekvence pohybů, jež byla následně prováděna v samotném měření.

Před nalepením elektrod a samotným měřením vyplnili své základní údaje do připraveného elektronického formuláře a podepsali souhlas se zpracováním osobních údajů.

Postup měření

Probandi studie seděli ve vzpřímeném sedu s horní končetinou opřenou o stůl. Pro redukování vlivu gravitace a docílení neutrálního postavení ruky pro jednotlivé pohyby byla základní poloha ruky upravena následovně:

Palmární, dorsální flexe zápěstí, pronace předloktí, supinace předloktí a pěst byly vykonávány s předloktím horní končetiny položeném na mediální straně (ulnární směr).

Ulnární, radiální deviace a abdukce prstů ruky byly vykonávány s předloktím horní končetiny položeném na dorsální straně.

Vybrané pohyby byly prováděny každý separátně co nejrychleji do krajní polohy. Vyžadována max. kontrakce po dobu 5s. Mezi jednotlivými pohyby byly 30s pauzy pro relaxaci svalů. Každé měření – skládající se z celé sekvence pohybů pro danou fázi, bylo provedeno třikrát pro obě fáze.

Pro měření byly vybrány následující svaly/skupiny svalů. Flexor carpi radialis, Flexor carpi ulnaris, Extensor carpi radialis longus, Extensor carpi ulnaris, Extensor digitorum, Flexor digitorum superficialis, Svaly palce (bříško), Svaly malíku, Pronator teres, Supinator. Vzhledem k velikosti elektrod a počtu měřených svalů bylo měření provedeno ve dvou fázích, v každé z nich byly



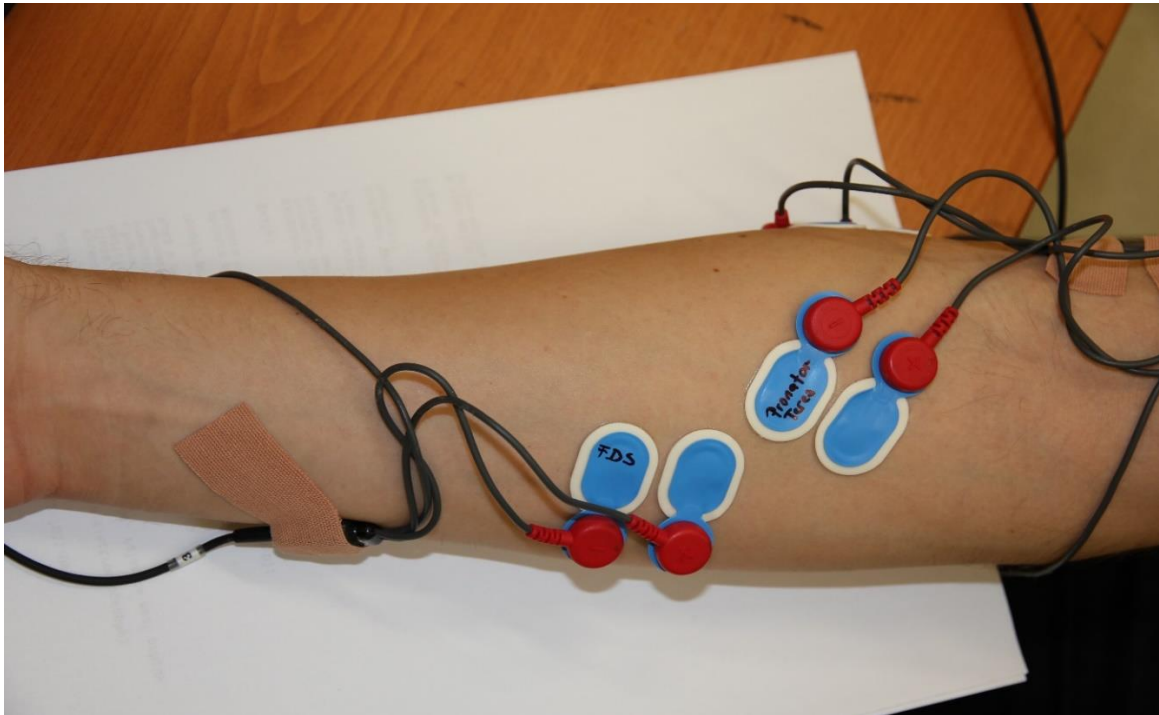
vykonávány stejné základní pohyby, umístění elektrod bylo odpovídající právě měřeným svalům. Ve druhé fázi byla také vykonána abdukce prstů (palce a malíku).

Pohyb	Svaly
Palmární Flexe zápěstí	flexor carpi radialis, flexor carpi ulnaris
Dorsální Flexe (Extense) zápěstí	extensor carpi ulnaris , extensor carpi radialis longus, extensor carpi radialis brevis, “extensor digitorum”
Radiální deviace zápěstí	extensor carpi radialis longus, extensor carpi radialis brevis
Ulnární deviace zápěstí	flexor carpi ulnaris
Pronace předloktí	pronator teres
Supinace předloktí	Supinator
Ruka v pěst	
Abdukce prstů (2. fáze)	Bříško palce, bříško malíku

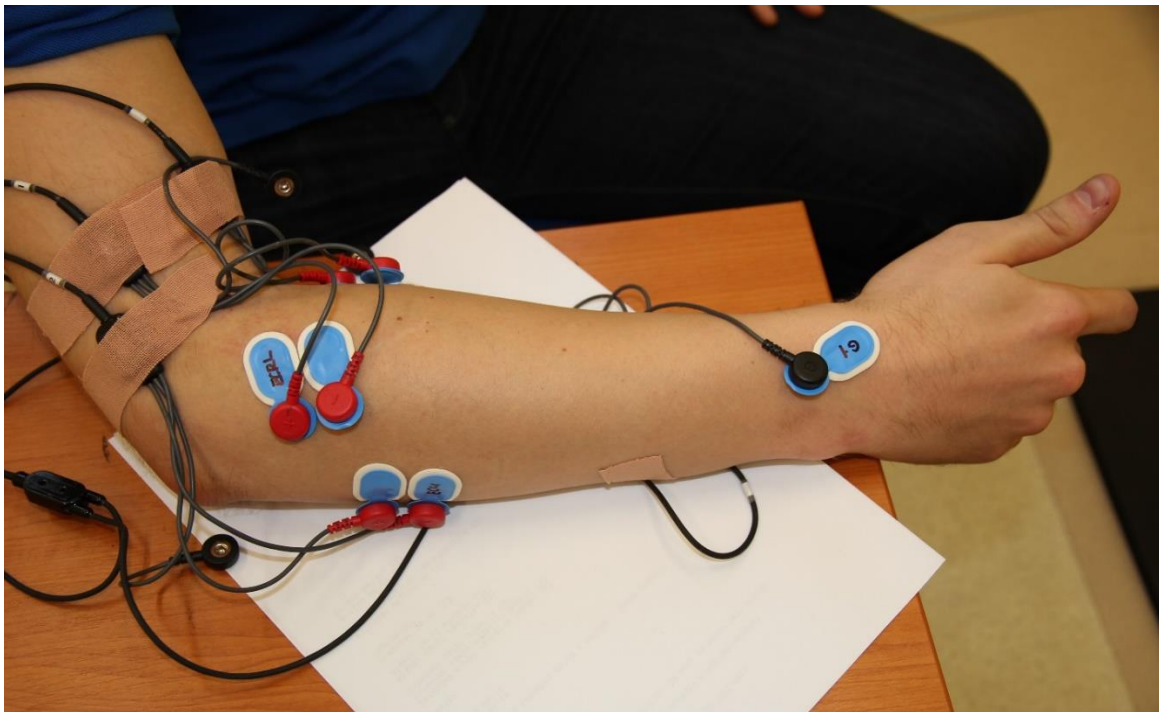
Tabulka 4 - Vybrané pohyby a pro ně důležité svaly

Umístění elektrod

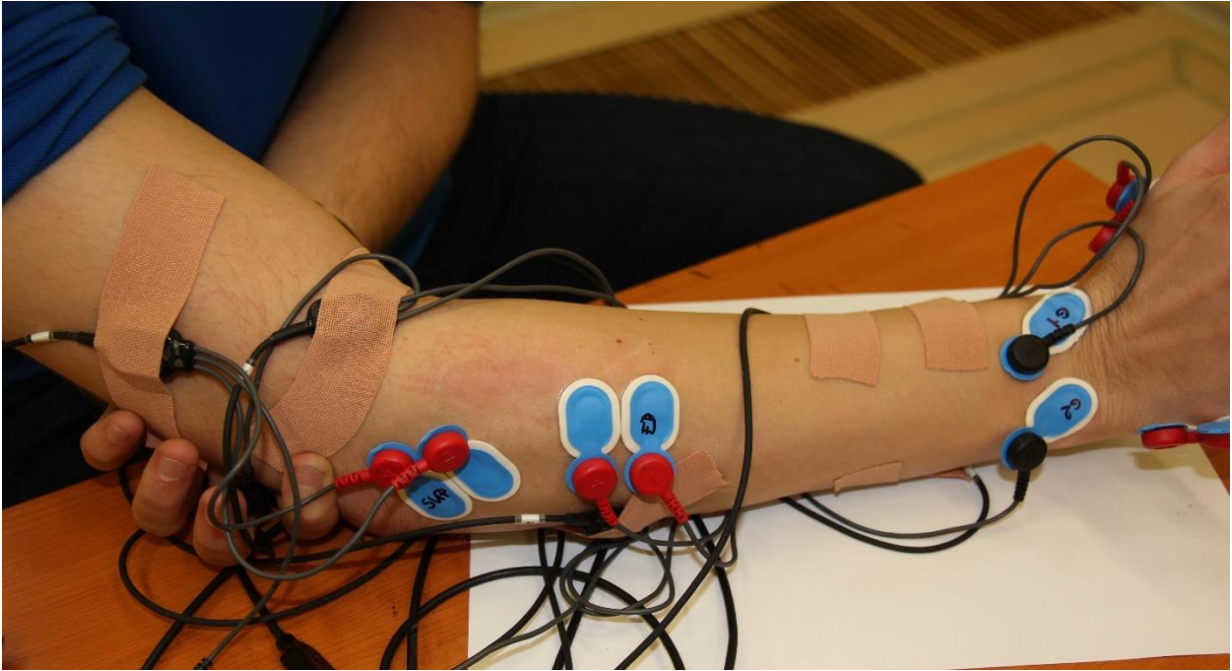
Pod dohledem fyzioterapeutického specialisty byla provedena palpance vybraných svalových skupin k lokalizaci vhodných ploch pro umístění povrchových elektrod. Pokožka pod elektrodami byla vyholena, očištěna abrazivní pastou pro odstranění částech staré pokožky a odmaštěna alkoholem. Na obrázcích *Obrázek 12*, *Obrázek 13*, *Obrázek 14* a *Obrázek 15* jsou znázorněny plochy vybrané pro umístění povrchových elektrod pro měření EMG. Elektrody byly umístěny na bříška daných svalů (povrch pokožky nad předpokládanou lokací bříška svalu) pro dosažení co možná nejlepší detekce svalové aktivity jak bylo popsáno výše.



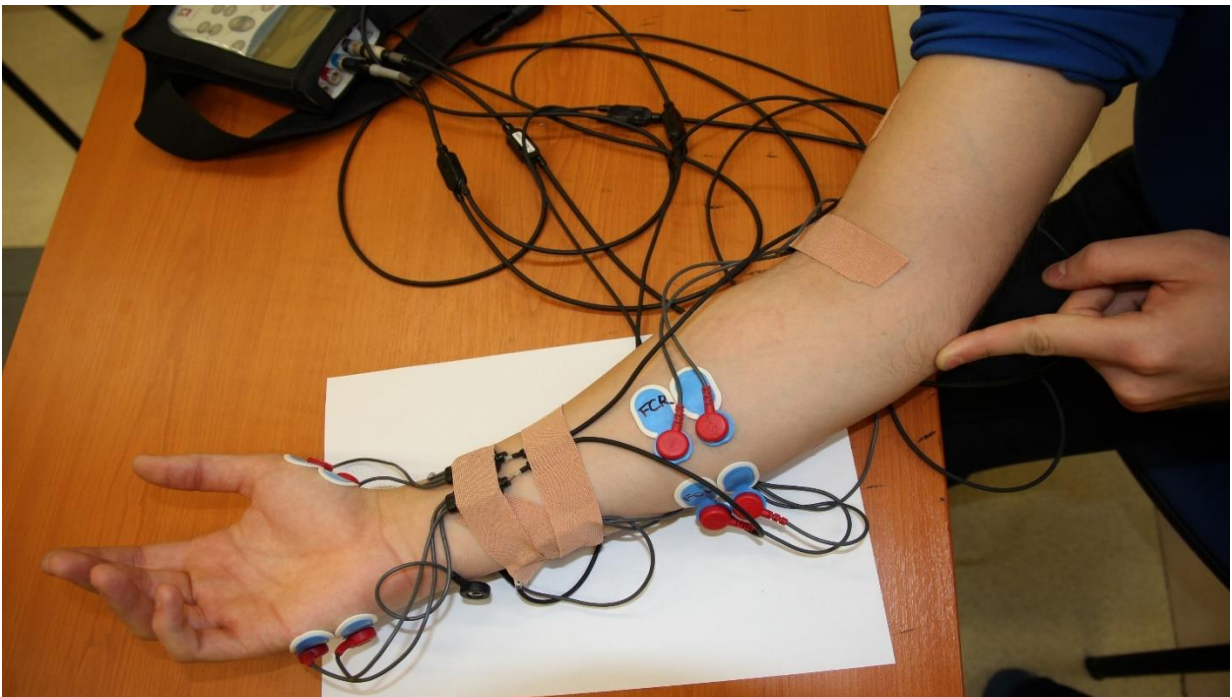
Obrázek 12 - 1. fáze měření, umístění elektrod. Svaly - Pronator teres, Flexor digitorum superficialis



Obrázek 13 - 1. fáze měření, umístění elektrod. Svaly - Extensor carpi radialis longus (ECRL), Extensor carpi ulnaris (ECU), Zemní elektroda prvních 4 kanálů (G1)



Obrázek 14 - 2. fáze měření, umístění elektrod. Svaly - Supinator (SUP), Extensor digitorum (ED), Zemnicí elektrody pro první a druhý čtyřkanál (G1, G2)



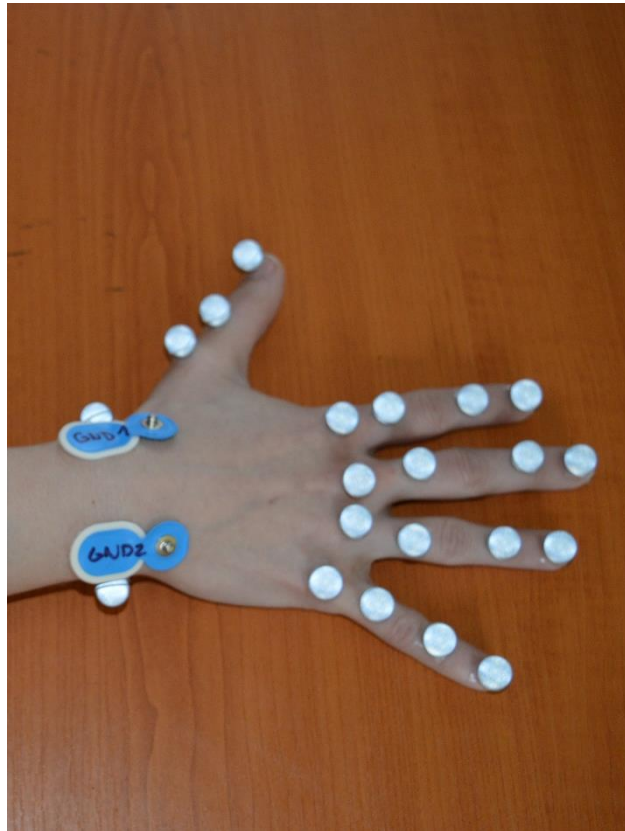
Obrázek 15 - 2. fáze měření, umístění elektrod. Svaly - Flexor carpi radialis (FCR), Flexor carpi ulnaris (FCU), Bříško palce, Bříško malíku



Vodiče vedoucí od hlaviček jednotlivých elektrod byly vedeny podél předloktí nad loket, odkud byly dále odvedeny k měřicímu zařízení.

Umístění trekovacích značek

Značky pro trekovací systém Qualisys byly umístěny na dominantní horní končetině tak, aby dvě značky byly paralelně k mediálnímu (MEP) a laterálnímu (LEP) epicondylu humeru. Další byly čtyři značky umístěny na styloid radialis (STR) a ulnaris (STU), hlavičky radia druhého metakarpu (RMC) a ulnární hlavou pátého metakarpu (UMC). Toto uspořádání bylo inspirováno studií S. Muceliho [16]. Pro tyto účely byly použity značky o velikosti 12mm. Pro trekování pohybu jednotlivých prstů byly značky umístěny podle Obrázek 16 - *Umístění trekovacích značek na ruku pro detekci pohybu zápěstí a prstů. Všechny značky o velikosti 12mm.*, na jednotlivé klouby mezi phalany (distální, střední, proximální) a jednu značku na distální phalang každého prstu.



Obrázek 16 - Umístění trekovacích značek na ruku pro detekci pohybu zápěstí a prstů. Všechny značky o velikosti 12mm.

Získané signály z povrchového EMG byly analyzovány v časové oblasti (výhodnější pro zpracování ANN) a byly využity pro detekci pohybů zápěstí a prstů. Data z Qualisys systému nebyla v této v této práci použita.



Zpracování signálu

Data získaná z měření, vzorkovaná frekvencí 1 kHz, byla softwarově vyfiltrována na 20 – 450 Hz pro odstranění pohybového artefaktu a vysokofrekvenčního šumu. K tomu bylo využito pásmové propusti čtvrtého řádu s dolní hraniční frekvencí 15Hz a horní hraniční frekvencí 450Hz. Dále byl pomocí „Notch“ filtru s dominantní frekvencí 50Hz a šířkou pásma 0.1Hz odstraněn vliv síťového napětí (50 Hz) v datech. Z naměřených dat byly z EMG signálů získány parametry, jak byly popsány v teoretické části. Střední kvadratická odchylka (root mean square - RMS) tvořila vektor pro vstupy neuronové sítě.

Struktura neuronové sítě

Umělá neuronová síť pro predikci pohybů na základě EMG dat, konkrétně RMS, byla navržena a implementována v prostředí Microsoft Visual Studio 2015 Enterprise v jazyce C# (verze 6.0). Její C# (.sln, .cs) kód je na přiloženém CD.

Z EMG dat byla analyzována RMS složka a použita jako základ pro vstupní vektor pro ANN. Vstup pro ANN tvořil tedy deseti prvkový vektor, ve kterém jednotlivé prvky odpovídaly RMS hodnotám z jednotlivých měřených svalů. Příklad vstupních polí (RMS vektorů) a jim odpovídajícím výstupním polím (pro učení ANN) naleznete na *Obrázek 17*.

```
double[][] input =
{
    new double[] { 226.37, 267.00, 58.48, 65.56, 61.02, 55.60, 223.46, 261.34, 14.58, 8.46}, // DF
    new double[] { 57.16, 157.61, 202.68, 97.19, 220.45, 367.77, 52.62, 143.13, 23.90, 83.49}, // PF
    new double[] { 148.48, 122.50, 114.33, 61.17, 220.45, 115.73, 52.62, 143.13, 23.90, 83.49}, //RD
    new double[] { 65.84, 277.80, 48.54, 50.56, 55.42, 367.77, 97.96, 328.19, 9.06, 132.00}, // UD
    new double[] { 67.75, 138.04, 93.36, 79.20, 82.65, 66.56, 62.71, 129.03, 446.44, 10.49}, // PRO
    new double[] { 59.80, 103.81, 48.32, 50.54, 54.72, 70.55, 61.17, 209.94, 20.17, 28.25}, // SUP
    new double[] { 243.31, 313.96, 101.55, 67.03, 167.91, 156.10, 203.37, 295.94, 120.21, 1033.11}, // PEST
    new double[] { 87.33, 56.98 , 163.12, 22.15, 56.55, 92.99, 175.99, 239.70, 400.44, 366.13}, // ABD
};

double[][] output =
{
    new double[] {1, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0}, // DF
    new double[] {0, 1, 0, 0, 0, 0, 0, 0}, // PF
    new double[] {0, 0, 1, 0, 0, 0, 0, 0}, // RD
    new double[] {0, 0, 0, 1, 0, 0, 0, 0}, // UD
    new double[] {0, 0, 0, 0, 1, 0, 0, 0}, // PRO
    new double[] {0, 0, 0, 0, 0, 1, 0, 0}, // SUP
    new double[] {0, 0, 0, 0, 0, 0, 1, 0}, // PEST
    new double[] {0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 1}, // ABD
};
```

Obrázek 17 - Příklad vstupních RMS vektorů reprezentovaných polem hodnot v jazyce C#. V komentářích jsou uvedeny zkratky pohybů pro které dvojice vstup/výstup platí. (DF – dorsální flexe, PF – palmární flexe, RD – radiální deviace, UD – ulnární deviace, PRO – pronace, SUP – supinace, PEST – ruka v pěst, ABD – abdukce prstů)



Pro ANN byla data rozdělena do dvou množin – trénovací a testovací. Tyto množiny byly zvoleny tak, aby 80% dat bylo v trénovací množině a 20% dat tvořilo testovací množinu. Počet neuronů pro skrytou vrstvu byl pak volen tak, aby minimalizována střední kvadratická chyba na trénovacích a testovacích datech. Příklad testovaných scénérií a jimi generované chyby lze nalést v tabulce.

Počet neuronů ve skryté vrstvě [-]	5	10	20	30	50	100
Přesnost na trénovacích datech [%]	51.37	81.17	65.34	62.12	58.08	49.58
Přesnost na testovacích datech [%]	37.25	77.52	68.98	55.63	59.57	56.70

Tabulka 5 - Vybrané scénáře pro test přesnosti ANN v závislosti na počtu neuronů skryté vrstvy.

Jak vyplývá z tabulky 5, jako optimální počet neuronů skryté vrstvy pro navrhnutou ANN se zdá být deset neuronů, jelikož při tomto počtu byla zjištěna nejvyšší přesnost na zvoleném testovacím vzorku. Jako aktivační funkce neuronů byla zvolena logistická sigmoid funkce popsána v kapitole *Logistická sigmoid funkce*. Pro adaptaci vnitřních parametrů navrhnuté neuronové sítě byl zvolen *Backpropagation* v čase algoritmus, který byl popsán v teoretické části. Program s neuronovou sítí je vložen na CD ve složce s názvem ANN. Kód pro ANN byl inspirován z tutoriálů a struktury knihovny AFORGE NET. [63]

Analýza signálu v C#

Pro analýzu získaných EMG dat byl využit program napsaný v jazyce C# v prostředí Microsoft Visual Studio 2015 Enterprise. V programu byly použity metody implementované v balíčku od Math.NET. Konkrétně to byly metody pro filtrování signálu *Mean()*, *Max()*, *Min()*, *MeanStandardDeviation()*, *RootMeanSquare()*, *StandardDeviation()*, *Median()*. Obrázek ukazuje jednu z verzí programu. Jako vstupy programu jsou: textové pole pro zadání čísla fáze měření (1, 2), následně se vybere soubor .ASC s daty z EMG. Na pozadí programu pak proběhne filtrace a potřebné výpočty. Paralelně s tímto programem byla data analyzována v softwaru MATLAB. Program v C# je vložen na CD ve složce s názvem *BasicAnalytics*



```
// Analyse
var ecr1Filtered = recording.Muscles.Where(t => t.MuscleType == MuscleType.ExtensorCarp
var ecuFiltered = recording.Muscles.Where(t => t.MuscleType == MuscleType.ExtensorCarp
var fdsFiltered = recording.Muscles.Where(t => t.MuscleType == MuscleType.FlexorDigitor
var proFiltered = recording.Muscles.Where(t => t.MuscleType == MuscleType.PronatorTeres

var ecr1Max = ecr1Filtered.Max();
var ecr1Min = ecr1Filtered.Min();
var ecr1Mean = ecr1Filtered.Mean();
var ecr1MSTD = ecr1Filtered.MeanStandardDeviation();
var ecr1RMS = ecr1Filtered.RootMeanSquare();
var ecr1STD = ecr1Filtered.StandardDeviation();

/*16 - 21*/
var ecuMax = ecuFiltered.Max();
var ecuMin = ecuFiltered.Min();
var ecuMean = ecuFiltered.Mean();
```

Form1

Phase:

	Extensor Carpi Radialis Longus	Extensor Carpi Ulnaris	Flexor Digitorum Superficialis	Pronator Teres
Mean	38.194858861893	38.0985861707395	33.1078641756829	34.4402166459492
Max	1529.07071378881	1958.70677501632	1371.44872122095	650.373040536229
Min	-1310.07927383701	-1432.06758971496	-1171.45769202558	-579.112765903961
RMS	64.0807035593782	97.0393893833549	52.3508764699991	40.2970240317481
STD	51.4538609776016	89.2478143509617	40.5523132412683	20.921839226411
MSTD	(38.194858861893, 51.4538609776016)	(38.0985861707395, 89.2478143509617)	(33.1078641756829, 40.5523132412683)	(34.4402166459492, 20.921839226411)

Obrázek 18 - C# program (verze 1.0) pro zpracování záznamu a získání parametrů z EMG signálu.



Výsledky

EMG data měřená přístrojem MegaWin ME6000 byla exportována do formátů .MAT respektive .ASC a následně zpracována a vyhodnocena v prostředí programu MATLAB verze 2011a (později 2014b) licencovaného na České Vysoké Učení Technické v Praze. Paralelně byla data zpracována v programu napsaném v jazyce C# v prostředí Microsoft Visual Studio 2015 Enterprise edice. Informace o pacientech byly exportovány a vyhodnoceny v prostředí MS EXCEL 2013. Na základě těchto dat byly vytvořeny jednotlivé profily pacientů, které naleznete v *Tabulka 6*.

ID	Pohlaví	Výška	Váha	Kuřák	Sport*1	Alkohol*2	Zloměnin*3	Věk	BMI*4
P1	Muž	186	89	NE	ANO	NE	NE	24	25.73
P2	Žena	162	58	NE	ANO	NE	NE	26	22.1
P3	Žena	179	60	NE	NE	NE	NE	37	18.73
P4	Žena	160	57	ANO	ANO	ANO	NE	21	22.27
P5	Žena	165	62	NE	ANO	NE	4	22	22.77
P6	Žena	162	54	NE	NE	NE	NE	20	20.58
P7	Žena	158	67	NE	ANO	NE	NE	20	26.84
P8	Žena	165	72	ANO	ANO	NE	NE	20	26.45
P9	Žena	150	60	ANO	NE	NE	NE	20	26.67
P10	Žena	168	65	NE	NE	NE	NE	24	23.03
P11	Muž	179	79	NE	ANO	NE	NE	23	24.66
Průměrná hodnota		166.73	65.73					23.36	23.62
Medián		165	62					22	23.03005
Směrodatná odchylka		10.61	10.55					4.97	2.68

*Tabulka 6 - Profily pacientů se základními údaji. *1 - aktivní sportovec min. 3x týdně, *2 pravidelně požívá alkohol nebo jiné návykové látky min. 2x týdně, *3 počet zlomenin na dominantní končetině*

Pod „ID“ profilů jsou nadále vedeny a zobrazovány data pacientů v jednotlivých tabulkách. V tabulkách 7 - 82 v příloze této práce jsou analyzovaná data z EMG pomocí metod popsanych výše v teoretické části. V těchto tabulkách jsou zobrazena data reprezentující parametry vždy pro jeden vybraný sval a jeden vybraný pohyb. Tímto způsobem (1-sval, 1-pohyb, 1 tabulka s parametry) jsou popsány všechny měřené svaly. V příložených tabulkách jsou pro pacienty P1 a P2 pro každého ukázány tři separátní měření. Data pacientů P10 a P11 nebyla ve statistice zahrnuta. Tato data ukazují míru aktivity každého ze svalu během 5s kontrakce při provádění každého z vybraných pohybů.

Pro učení navrhnuté ANN bylo jako trénovací množina využito devíti EMG záznamů, jakostovací množina pak byly využity 4 záznamy. Na tomto vzorku dat bylo dosaženo chyby (Mean Square Error - MSE) na tréninkové množině 81.17 % a na testovací množině 77.52 %. ANN se skládala ze tří vrstev, vstupní s deseti neurony, skryté s deseti neurony a výstupní o osmi



neuronech. V procesu učení bylo využito backpropagation algoritmu. Tato síť pak byla použita pro predikci pohybů na základě RMS svalů na sérii uměle vygenerovaných záznamů (Generovány ze 4 reálných měření, jež se neúčastnily trénovacího procesu). Tabulka ukazuje přesnosti predikce pro dané pohyby.

Pohyb	DF	PF	RD	UD	PRO	SUP	PEST	ABD
Přesnost [%]	78.33	83.75	58.19	59.27	63.80	70.08	84.91	86.54

Tabulka 7 - Přesnost predikce naučené neuronové sítě pro jednotlivý pohyby. DF - dorsální flexe, PF - palmární flexe, RD – radiální dukce, UD – ulnární dukce, PRO – pronace, SUP – supinacem PEST – ruka zatnutá v pěst, ABD – abdukce prstů

Jak lze vidět, predikce ANN dosáhla zvýšené úspěšnosti u pohybů DF, PF, PEST a ABD. Pro tyto pohyby se z velké části zapojují svaly ze skupiny carpi, které mají největší podíl na pohybu samotném.

Pro DF jsou to především – extenzor carpi radialis longus (ECRL), extenzor carpi ulnaris (ECU). Jak lze vidět na v tabulkách pro **Tabulka 8** a **Tabulka 15**, tak právě u těchto svalů můžeme sledovat významné zvýšení aktivity pro kontrakci.

Pohybu PF se zúčastňují největší mírou svaly – flexor carpi ulnaris (FCU) a flexor carpi radialis. Při bližším pohledu na jim příslušná data v **Tabulka 45** a **Tabulka 37** lze jasně vidět míru aktivace svalu především na elevovaných hodnotách RMS.

Při zatnutí ruky v pěst se vysokou měrou podílejí všechny svaly předloktí. Vysoká aktivita na všech kanálech je pak naznačena i vysokým procentem v přesnosti predikci tohoto gesta v **Tabulka 7**.

U pohybu ABD – abdukce prstů ruky je jasně patrná aktivita na bříšku palce a malíku. Tato aktivita je natolik výrazná (rozdíl mezi aktivitou při ABD a jiných pohybech je natolik markantní), že i při predikci pomocí ANN, která byla učena namalém množství dat dosáhla predice přesnosti přes 86%.



Diskuze

Problematika měření povrchových EMG signálů velice komplexní záležitostí, vzhledem k počtu proměnných, které je třeba brát v potaz. V České republice není dosud platný standart, kterým by se měla taková měření řídit. Prvním krokem tohoto experimentu byla tedy rešerše především zahraničních studií na téma měření povrchového EMG a zpracování pomocí ANN. Na základě této rešerše byla následně navržena metodologie podle které se následná měření řídila. Měření EMG byla prováděna na předloktí horní dominantní končetiny, což je samo o sobě komplikované vzhledem k počtu a uložení svalů v jednotlivých vrstvách předloktí. Bylo potřeba co možná nejpřesněji lokalizovat svalová břívka a nalepit na ně bipolární elektrody svedené do Biomonitoru MegaWin ME6000. Lokalizaci svalů a umístování elektrod prováděl fyzioterapeutický specialista ze specializovaného pracoviště Univerzity Jana Evangelisty Purkyně v Ústí nad Labem. Při lokalizaci se vycházelo z palpačních technik pro jednotlivé svaly [1], a studie od Saitou K. [21], kde experimentálně lokalizoval inervační zóny u svalů horní končetiny. Právě tyto zóny, kde je sval inervován, mají zásadní vliv na amplitudu výstupního signálu.

Z kvality snímání a přesnosti záznamu je třeba zvážit použití elektrodového gridu, jak byl popsán v teoretické části. Použitím jednoho, či více elektrodových gridů by mělo zlepšit kvalitu detekce EMG signálů především na skupinách svalů extensor communis. Tyto extenzory prstů jsou velice tenké a blízko u sebe a proto je obtížné kvalitně a přesně naměřit jejich podíl na výsledné extenzi prstů a dalších pohybech. Stejný fakt platí i pro další svaly předloktí. Jejich poloha a velikost, v závislosti na velikost elektrod, počet elektrod na plochu, a jiné svaly přináší značné komplikace při měření EMG.

Hodnoty střední kvadratické odchylky (RMS) získané z naměřených EMG dat byl využity pro navrhnutí a konstruovanou umělou neuronovou síť. Neuronovou síť tvořily tři vrstvy. Vstupní vrstvu tvořilo deset transportních neuronů, na které byl přiveden vstupní vektor RMS hodnot. Skrytou vrstvu o deseti neuronech a výstupní vrstvu, která byla tvořena osmi výstupními třídami. Tyto třídy reprezentovaly jednotlivé prováděné pohyby. Vzhledem k nízkému počtu naměřených dat je obtížné hodnotit kvalitu predikce této sítě. I přes malý počet nezávislých měření, dosáhla navržená neuronová síť přesnosti predikce na tréninkových datech přes 81% a na testovací množině přes 77%. Dá se předpokládat, že s vyšším počtem vzorků by kvalita predikce této sítě vzrostla.

Pro budoucí práci je třeba zvážit výše vedené poznatky. Využít elektrodového gridu pro povrchovou elektromyografii. Implementovat hybridní ANN, která by svou strukturou a funkcí co možná nejvěrohodněji reprezentovala lidský mozek. A naměřit větší počet vzorků pro kompletnější analýzu.



Závěr

Po rozsáhlé rešerši tématu měření povrchových EMG signálů a neuronových sítí, a seznámení se s přístrojem pro měření EMG Biomonitor MegaWin ME6000 a kamerovým systémem Qualisys, bylo přistoupeno k návrhu samotného experimentu. Ten byl vytvořen na základě několika konzultací se specialisty z Fakulty zdravotních studií University Jana Evangelisty Purkyně v Ústí nad Labem. Návrh zahrnoval kompletní postup a metodologii měření včetně míst pro umístění povrchových elektrod. Součástí návrhu byl také způsob vyhodnocení naměřených dat pomocí programu MATLAB, neuronové sítě napsané v C# a pomocného parametrického programu.

Na základě analýzy naměřených dat a parametrů lze predikovat pohyby prstů a zápěstí s průměrnou přesností dosahující 73.11 %. Přičemž u pohybů u kterých se uplatňuje vysokou měrou některý ze svalů skupiny carpi (ECRL, ECU, FCR, FCU) a abdukce prstů byla průměrná přesnost predikce 83.38%.



Referenční literatura

- [1]. DYLEVSKÝ, Ivan. Funkční anatomie. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [2]. ČIHÁK, Radomír, Miloš GRIM (ed.) a Oldřich FEJFAR (ed.). Anatomie. 3., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2011, sv. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [3]. AMBLER, Zdeněk. Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]. 6., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén, 2006, 351 s. ISBN 80-7262-433-4.
- [4]. DRUGA, Rastislav, Miloš GRIM a Petr DUBOVÝ. Anatomie centrálního nervového systému. 1. vyd. Praha: Galén, 2011, 219 s. ISBN 978-80-7262-706-6.
- [5]. PETROVICKÝ, Pavel. Anatomie s topografií a klinickými aplikacemi. 1. vyd. Martin: Osveta, 2002, 542 s., čb. il. ISBN 80-8063-048-8.
- [6]. PETROVICKÝ, Pavel. Systematická, topografická a klinická anatomie: centrální nervový systém. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova - Vydavatelství Karolinum, 1995, 248 s. ISBN 80-7184-108-0.
- [7]. MERLETTI, Roberto a Philip PARKER. Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications. Hoboken, NJ: IEEE/John Wiley & Sons, 2004, xxii, 494 p. ISBN 0471675806.
- [8]. Jírová J., Biomechanics of Hand Implants, In Applied Mechanics in the Americas. Rio de Janeiro : American Academy of Sciences, 1999. s. 35-38, 1999
- [9]. TAYLOR, PH.D, Craig L. a Robert J. SCHWARZ, M.D. The Anatomy and Mechanics of the Human Hand. 1955. vyd., Orthotics & Prosthetics
- [10]. FRIGO, C. a R. SHIAVI. Applications in Movement and Gait Analysis. Electromyography [online]. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc, 2004, s. 381 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.1002/0471678384.ch15. ISBN 9780471678380. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/0471678384.ch15>
- [11]. HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. Lékařská biofyzika a přístrojová technika. 1. vydání. Brno : Neptun, 2001. 396 s. ISBN 80-902896-1-4.
- [12]. PETERS, T, Jackie C WILLIAMS a Jason H BATES. The Fourier transform in biomedical engineering. Boston: Birkhäuser, 1998, xix, 199 p. ISBN 0817639411.



- [13]. CLANCY, E.A, E.L MORIN a R MERLETTI. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2002, 12(1): 1-16 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.1016/S1050-6411(01)00033-5. ISSN 10506411. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641101000335>
- [14]. SHIAVI, Richard. *Introduction to applied statistical signal analysis: guide to biomedical and electrical engineering applications*. 3rd ed. Burlington, MA: Elsevier/Academic Press, c2007, xxii, 402 p. ISBN 0120885816.
- [15]. MUCELI, S. a D. FARINA. Simultaneous and Proportional Estimation of Hand Kinematics From EMG During Mirrored Movements at Multiple Degrees-of-Freedom. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* [online]. 2012, 20(3): 371-378 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.1109/TNSRE.2011.2178039. ISSN 1534-4320. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6104157>
- [16]. MUCELI, S, NING JIANG a D FARINA. Multichannel surface EMG based estimation of bilateral hand kinematics during movements at multiple degrees of freedom. In: *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology* [online]. IEEE, 2010, s. 6066-6069 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5627622. ISBN 978-1-4244-4123-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5627622>
- [17]. PAN, Lizhi, Xinjun SHENG, Dingguo ZHANG a Xiangyang ZHU. Simultaneous and Proportional Estimation of Finger Joint Angles from Surface EMG Signals during Mirrored Bilateral Movements [online]. s. 493 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.1007/978-3-642-40852-6_50. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-40852-6_50
- [18]. GEORGI, Marcus, Christoph AMMA a Tanja SCHULTZ. Recognizing Hand and Finger Gestures with IMU based Motion and EMG based Muscle Activity Sensing. In: *Proceedings of the International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing* [online]. SCITEPRESS - Science and and Technology Publications, 2015-1-12, s. 99-108 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.5220/0005276900990108. ISBN 978-989-758-069-7. Dostupné z: <http://www.scitepress.org/DigitalLibrary/Link.aspx?doi=10.5220/0005276900990108>
- [19]. HARADA, Akitoshi, Takashi NAKAKUKI, Mitsutaka HIKITA a Chiharu ISHII. Robot finger design for myoelectric prosthetic hand and recognition of finger motions via surface EMG. In: *2010 IEEE International Conference on Automation and Logistics* [online]. IEEE, 2010, s. 273-278 [cit. 2016-01-07]. DOI: 10.1109/ICAL.2010.5585294. ISBN 978-1-4244-8375-4. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5585294>
- [20]. GALLINA, Alessio a Alberto BOTTER. Spatial localization of electromyographic amplitude distributions associated to the activation of dorsal forearm muscles. *Frontiers in Physiology* [online]. 2013, 4: - [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.3389/fphys.2013.00367. ISSN 1664-042x. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2013.00367/abstract>



- [21]. SAITOU, Kenji. Innervation zones of the upper and lower limb muscles estimated by using multichannel surface EMG. Innervation zones of the upper and lower limb muscles estimated by using multichannel surface EMG [online]. 2000 [cit. 2015-02-11]. Dostupné z: humanergology.com/old/2000/Saito.pdf
- [22]. STAUDENMANN, Didier, Idsart KINGMA, Dick F. STEGEMAN a Jaap H. VAN DIEËN. Towards optimal multi-channel EMG electrode configurations in muscle force estimation: a high density EMG study. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2005, 15(1): 1-11 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2004.06.008. ISSN 10506411. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641104000690>
- [23]. TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [24]. Masarykova univerzita, Biomechanika ruky. 2010. Dostupné z: ftk.upol.cz/fileadmin/user.../APBMF_Biomechanika_ruky_red.pdf
- [25]. WikiSkripta [online]. 2006, ISSN 1804-6517, [cit. 2015-02-11]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu>
- [26]. BIOMECH.FTVS.CUNI.CZ [online]. 1998 [cit. 2015-02-11]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz>
- [27]. NOVOTNÁ, Bc. Iva. Kloubní vzorce v EMG obraze. Praha, 2013. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze. Vedoucí práce Ing. Václav Křemen, Ph.D.
- [28]. GABRIEL, D.A., J.R. BASFORD a KAI-NAN AN. Assessing fatigue with electromyographic spike parameters. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* [online]. 20(6): 90-96 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.1109/51.982280. ISSN 07395175. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=982280>
- [29]. HASAN, Md. Mehedi, Arifur RAHAMAN, MD. FAISAL SHUVO, MD. ABU SALEH OVI a Md. Mostafizur RAHMAN. Human hand gesture detection based on EMG signal using ANN. In: 2014 International Conference on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV) [online]. IEEE, 2014, 2015-11-15, s. 1-5 [cit. 2015-11-15]. DOI: 10.1109/ICIEV.2014.6850687. ISBN 978-1-4799-5180-2. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6850687>
- [30]. TOMCZYNSKI, Jakub, Piotr KACZMAREK a Tomasz MANKOWSKI. Hand gesture-based interface with multichannel sEMG band enabling unknown gesture discrimination. 2015 10th International Workshop on Robot Motion and Control (RoMoCo) [online]. IEEE, 2015, 2015-11-15, : 52-57 [cit. 2015-11-15]. DOI: 10.1109/RoMoCo.2015.7219713. ISBN 978-1-4799-7043-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7219713>



- [31]. GONZALEZ-IBARRA, Juan Carlos, Carlos SOUBERVIELLE-MONTALVO, Omar VITAL-OCHOA a Hector Gerardo PEREZ-GONZALEZ. EMG Pattern Recognition System Based on Neural Networks. In: 2012 11th Mexican International Conference on Artificial Intelligence [online]. IEEE, 2012, 2015-11-15, s. 71-74 [cit. 2015-11-15]. DOI: 10.1109/MICAI.2012.23. ISBN 978-1-4673-4731-0. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6387218>
- [32]. WANG, Jianhua, Huichao REN, Weihai CHEN a Peng ZHANG. A portable artificial robotic hand controlled by EMG signal using ANN classifier. In: 2015 IEEE International Conference on Information and Automation [online]. IEEE, 2015, 2015-11-15, s. 2709-2714 [cit. 2015-11-15]. DOI: 10.1109/ICInfA.2015.7279744. ISBN 978-1-4673-9104-7. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7279744>
- [33]. FAVIEIRO, Gabriela W., Alexandre BALBINOT a Mara M. G. BARRETO. Decoding arm movements by myoelectric signals and artificial neural networks. In: ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2011[online]. IEEE, 2011, 2015-11-15, s. 1-6 [cit. 2015-11-15]. DOI: 10.1109/BRC.2011.5740677. ISBN 978-1-4244-8212-2. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5740677>
- [34]. SHIM, Hyeon-min a Sangmin LEE. Multi-channel electromyography pattern classification using deep belief networks for enhanced user experience. Journal of Central South University [online]. 2015, 2015-11-15, 22(5): 1801-1808 [cit. 2015-11-15]. DOI: 10.1007/s11771-015-2698-0. ISSN 2095-2899. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11771-015-2698-0>
- [35.] Takahara, J., Takayama, K., Nagai, T., 1997. ,“Multi-objective simultaneous optimization technique based on an artificial neural network in sustained release formulations.”, J. Control. Release 49, 11– 20.
- [36.] GUANG-BIN HUANG, YAN-QIU CHEN a H.A. BABRI. Classification ability of single hidden layer feedforward neural networks. IEEE Transactions on Neural Networks [online]. 11(3): 799-801 [cit. 2016-01-03]. DOI: 10.1109/72.846750. ISSN 10459227. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=846750>
- [37.] Bishop, C.M. (1995) Neural Networks for Pattern Recognition, Oxford University Press, Oxford, UK
- [38.] FAUSETT, Laurene V. Fundamentals of neural networks: architectures, algorithms, and applications. Upper Saddle River: Prentice Hall, 1994, xvi, 461 s. ISBN 0-13-334186-0.
- [39.] Jensen, Chris, Ottar Vasseljen, and Rolf H. Westgaard. "The influence of electrode position on bipolar surface electromyogram recordings of the upper trapezius muscle." European journal of applied physiology and occupational physiology 67.3 (1993): 266-273.



[40.] Li, Weiqiang, and Kazuyoshi Sakamoto. "The influence of location of electrode on muscle fiber conduction velocity and EMG power spectrum during voluntary isometric contraction measured with surface array electrodes." *Applied Human Science* 15.1 (1996): 25-32.

[41.] Gallant, Stephen I. *Neural network learning and expert systems*. MIT press, 1993.

[42.] CARPENTER, Gail A., Stephen GROSSBERG a John H. REYNOLDS. ARTMAP: Supervised real-time learning and classification of nonstationary data by a self-organizing neural network. *Neural Networks* [online]. 1991, 4(5): 565-588 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.1016/0893-6080(91)90012-T. ISSN 08936080. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/089360809190012T>

[43.] Anthony, Martin, and Peter L. Bartlett. *Neural network learning: Theoretical foundations*. cambridge university press, 2009.

[44.] MABU, Shingo, Kotaro HIRASAWA a Jinglu HU. A Graph-Based Evolutionary Algorithm: Genetic Network Programming (GNP) and Its Extension Using Reinforcement Learning. *Evolutionary Computation*[online]. 2007, 15(3): 369-398 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.1162/evco.2007.15.3.369. ISSN 1063-6560. Dostupné z: <http://www.mitpressjournals.org/doi/abs/10.1162/evco.2007.15.3.369>

[45.] CONVERSE, Hayes, Teressa FERRARO, Daniel JEAN, Laura JONES, Vikas MENDHIRATTA, Emily NAVIASKY, Mang PAR, Thomas RIMLINGER, Steven SOUTHALL, et al. An EMG biofeedback device for video game use in forearm physiotherapy. In: 2013 IEEE SENSORS [online]. IEEE, 2013, s. 1-4 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.1109/ICSENS.2013.6688474. ISBN 978-1-4673-4642-9. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6688474>

[46.] SIDEK, S.N. a A.J.H. MOHIDEEN. Measurement system to study the relationship between forearm EMG signals and wrist position at varied hand grip force. In: 2012 International Conference on Biomedical Engineering (ICoBE) [online]. IEEE, 2012, s. 169-174 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.1109/ICoBE.2012.6178999. ISBN 978-1-4577-1991-2. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6178999>

[47.] TSENOV, G., A.H. ZEGHBIB, F. PALIS, N. SHOYLEV a V. MLADENOV. Neural Networks for Online Classification of Hand and Finger Movements Using Surface EMG signals. In: 2006 8th Seminar on Neural Network Applications in Electrical Engineering [online]. IEEE, 2006, s. 167-171 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.1109/NEUREL.2006.341203. ISBN 1-4244-0432-0. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4147191>



- [48.] Moré, Jorge J. "The Levenberg-Marquardt algorithm: implementation and theory." Numerical analysis. Springer Berlin Heidelberg, 1978. 105-116.
- [49.] RIEDMILLER, M. a H. BRAUN. A direct adaptive method for faster backpropagation learning: the RPROP algorithm. In: IEEE International Conference on Neural Networks [online]. IEEE, 1993, s. 586-591 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.1109/ICNN.1993.298623. ISBN 0-7803-0999-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=298623>
- [50.] MCKENNOCH, S., DINGDING LIU a L.G. BUSHNELL. Fast Modifications of the SpikeProp Algorithm. In: The 2006 IEEE International Joint Conference on Neural Network Proceedings [online]. IEEE, 2006, s. 3970-3977 [cit. 2016-01-04]. DOI: 10.1109/IJCNN.2006.246918. ISBN 0-7803-9490-9. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1716646>
- [51.] HECHT-NIELSEN. Theory of the backpropagation neural network. In: International Joint Conference on Neural Networks [online]. IEEE, 1989, s. 593-605 vol.1 [cit. 2016-01-06]. DOI: 10.1109/IJCNN.1989.118638. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=118638>
- [52.] WERBOS. Backpropagation: past and future. In: IEEE International Conference on Neural Networks [online]. IEEE, 1988, s. 343-353 vol.1 [cit. 2016-01-06]. DOI: 10.1109/ICNN.1988.23866. ISBN 0-7803-0999-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=23866>
- [53.] P. Werbos, "Beyond regression: New tools for prediction and analysis in the behavioral sciences," Ph.D. dissertation, Committee on Appl. Math., Harvard Univ., Cambridge, MA, Nov. 1974.
- [54.] DAVID E. RUMELHART, David E. James L. Parallel distributed processing explorations in the microstructure of cognition. Cambridge, Mass: MIT Press, 1986. ISBN 9780262291408.
- [55.] WERBOS, P.J. Backpropagation through time: what it does and how to do it. Proceedings of the IEEE [online]. 78(10), 1550-1560 [cit. 2016-01-06]. DOI: 10.1109/5.58337. ISSN 00189219. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=58337>
- [56.] DRCHAL, Jan. Artificial Neural Networks MLP, Backpropagation. Course Ware FEL ČVUT [online]. Praha, 2014 [cit. 2016-01-07]. Dostupné z: https://cw.fel.cvut.cz/wiki/_media/courses/a4m33bia/a4m33bia-03backprop_2014.pdf
- [57.] KARPÍŠEK, Zdeněk. *Matematika IV: statistika a pravděpodobnost*. 3., dopl. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2007, 170 s. ISBN 978-80-214-3380-9.



[58.] Krupková, V. Matematická analýza pro předmět IMA na FIT. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně - ÚSTAV MATEMATIKY. [Online] [Citace: 7. leden 2016.] Dostupné z: <http://www.umat.feec.vutbr.cz/~krupkova/textyIMA08.pdf>.

[59.] Math.NET. *Math.NET* [online]. .NET Foundation, 2011 [cit. 2016-01-11]. Dostupné z: <http://www.mathdotnet.com/>

[60.] Math.NET Filtering. *Math.NET Filtering* [online]. .NET Foundation, 2011 [cit. 2016-01-11]. Dostupné z: <http://filtering.mathdotnet.com/>

[61.] *Microsoft Developer Network* [online]. United Kingdom, 2013 [cit. 2016-01-11]. Dostupné z: <https://msdn.microsoft.com/>

[62.] *Microsoft Corporation* [online]. Redmond, 1986 [cit. 2016-01-11]. Dostupné z: <https://www.microsoft.com/cs-cz/>

[63.] *AForge NET* [online]. 2012 [cit. 2016-01-11]. Dostupné z: <http://www.aforgenet.com/>



Přílohy

Extensor Carpi Radialis Longus

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	226.37	189.46	190.58	247.05	326.13	317.06	216.34	220.52	169.64	236.06	305.34	345.68	265.30
ARV [μV]	167.46	131.91	139.62	167.79	235.45	220.50	178.18	121.66	169.19	149.38	226.55	195.38	158.05
Median [μV]	59	54	56	49	48	49	49	56	57	62	53	56	55
Max [μV]	1313	1627	1404	1659	1765	1899	1341	1649	1436	1685	1771	1875	1319
Min [μV]	-1043	-1466	-1255	-1311	-1696	-1961	-1036	-1449	-1222	-1291	-1690	-1945	-1032
STD [-]	219.86	181.61	182.77	241.12	321.70	312.45	250.38	177.41	189.38	244.92	353.68	290.28	219.62

Tabulka 8 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor carpi radialis longus" při dorsální flexy.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	57.16	58.20	55.72	80.00	70.28	62.06	53.98	78.17	63.97	72.69	72.39	60.66	64.18
ARV [μV]	53.95	54.05	53.91	62.85	58.56	55.28	53.27	64.53	66.60	62.07	51.31	50.22	56.82
Median [μV]	53	53	53	51	52	53	49	58	60	52	54	54	52
Max [μV]	155	243	157	464	315	238	159	172	174	162	162	154	163
Min [μV]	-30	-42	-42	-239	-138	-93	-19	-27	-34	-31	-16	-31	-13
STD [-]	19.29	22.12	14.41	59.19	45.08	30.80	23.38	18.51	31.75	38.00	29.24	17.13	29.98

Tabulka 9 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor carpi radialis longus" při palmární flexy.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	148.48	115.31	67.84	69.47	89.85	68.73	145.72	121.71	75.28	76.63	96.65	80.91	58.30
ARV [μV]	111.96	91.78	59.56	57.82	70.26	58.28	113.78	87.80	73.70	69.65	90.66	72.07	60.02
Median [μV]	55	54	53	52	51	53	53	60	54	48	48	57	52
Max [μV]	919	688	688	331	443	281	910	686	680	347	442	300	176
Min [μV]	-866	-594	-370	-156	-220	-151	-862	-576	-378	-153	-211	-152	-39
STD [-]	138.32	101.88	41.28	43.95	71.83	42.63	149.34	95.14	48.38	30.32	72.25	60.31	13.41

Tabulka 10 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor carpi radialis longus" při radiální deviaci.



RMS [μV]	65.84	68.15	54.06	57.50	59.25	56.80	63.43	65.26	61.05	62.62	74.49	68.05	53.96
ARV [μV]	53.95	57.39	53.81	53.98	54.24	53.86	70.55	49.08	71.21	51.07	61.61	63.32	48.36
Median [μV]	53	52	53	53	53	53	54	45	53	53	59	59	56
Max [μV]	272	299	78	171	189	144	269	301	163	161	157	142	161
Min [μV]	-129	-128	36	-45	-53	-12	-122	-127	-28	-8	6	12	0
STD [μV]	37.82	41.71	5.25	20.49	24.68	18.13	25.22	39.59	12.93	22.23	23.32	20.06	29.52

Tabulka 11 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor carpi radialis longus" při ulnární deviaci.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	67.75	78.52	54.23	74.40	70.54	71.82	79.88	92.63	95.27	79.72	91.64	89.59	74.10
ARV [μV]	57.90	63.06	53.83	59.66	58.13	58.50	51.29	65.55	66.85	62.51	65.21	79.14	53.07
Median [μV]	53	51	53	50	50	50	53	53	53	53	52	52	53
Max [μV]	273	356	123	593	377	344	282	368	585	368	605	375	601
Min [μV]	-134	-173	-27	-238	-179	-194	-137	-158	-224	-160	-246	-163	-219
STD [-]	41.04	57.06	6.82	51.39	45.49	47.46	31.49	64.84	68.82	57.12	63.87	61.55	46.68

Tabulka 12 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor carpi radialis longus" při pronaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	59.80	64.79	56.58	57.08	58.15	57.66	67.08	69.78	44.29	82.98	82.43	47.92	62.38
ARV [μV]	54.58	56.22	54.58	54.17	54.31	54.38	73.21	55.53	76.07	48.84	66.79	71.15	59.60
Median [μV]	53	52	53	53	54	54	55	46	52	55	53	56	41
Max [μV]	205	230	212	216	175	183	206	182	206	201	207	214	203
Min [μV]	-62	-121	-121	-80	-99	-113	-110	-100	-114	-48	-57	-51	-48
STD [-]	25.98	36.00	17.44	18.97	22.02	20.49	15.28	22.23	19.43	46.17	34.77	28.36	19.11

Tabulka 13 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor carpi radialis longus" při supinaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	243.31	204.77	144.61	207.62	180.64	216.11	267.09	194.41	145.66	234.53	115.84	145.89	197.97
ARV [μV]	161.97	145.17	108.56	148.57	133.85	163.34	180.20	110.06	124.53	148.31	96.50	97.45	179.81
Median [μV]	54	52	49	54	49	50	49	48	48	52	48	48	51
Max [μV]	1600	1182	788	1277	1400	1123	1611	1385	803	1570	801	762	1098
Min [μV]	-1462	-1258	-936	-817	-808	-785	-1480	-803	-960	-1489	-935	-936	-777
STD [-]	237.26	197.54	134.19	200.50	172.40	209.23	223.90	144.10	155.22	241.66	125.52	156.30	191.41

Tabulka 14 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor carpi radialis longus" pro ruku zatnutou v pěst.



Extensor Carpi Ulnaris

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	267.00	212.55	229.85	271.21	170.78	212.30	291.35	209.86	251.95	238.77	153.98	145.41	154.72
ARV [μV]	197.90	153.28	170.95	188.70	98.53	157.50	168.34	164.22	148.78	190.08	119.22	70.03	87.98
Median [μV]	55	52	55	53	53	51	52	51	55	50	53	51	50
Max [μV]	1389	1719	1771	1577	1387	1125	1395	1698	1755	1563	1370	1378	1362
Min [μV]	-1253	-1054	-1093	-1398	-1398	-885	-1239	-1039	-1075	-1388	-1410	-1406	-1393
STD [-]	261.61	205.71	223.55	265.89	162.17	205.48	261.79	219.06	240.43	265.84	158.86	164.90	171.43

Tabulka 15 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor carpi ulnaris" při dorsální flexy.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	157.61	156.75	117.57	125.88	177.74	116.50	153.16	91.83	131.65	123.47	118.53	134.91	130.14
ARV [μV]	111.90	112.89	82.82	96.65	169.52	88.01	105.49	53.55	104.11	51.31	71.12	106.64	53.89
Median [μV]	53	53	53	53	48	52	53	56	55	55	54	54	51
Max [μV]	1328	1204	1204	579	835	652	1315	1216	1184	1210	1196	1197	1230
Min [μV]	-1250	-654	-656	-500	-691	-539	-1257	-682	-655	-686	-670	-671	-642
STD [-]	148.22	147.32	104.65	113.98	37.89	103.52	143.10	130.76	100.40	102.69	128.06	123.31	87.56

Tabulka 16 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor carpi ulnaris" při palmární flexy.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	122.50	127.97	110.60	104.48	104.87	85.60	128.75	98.25	117.54	110.67	78.80	81.75	129.14
ARV [μV]	87.75	94.17	79.28	79.81	82.01	68.36	81.23	118.09	103.55	40.42	68.51	68.58	97.17
Median [μV]	54	54	53	52	53	53	53	53	54	51	51	51	50
Max [μV]	756	758	666	649	442	399	750	758	638	398	402	385	650
Min [μV]	-728	-742	-460	-372	-432	-375	-728	-757	-432	-349	-390	-385	-487
STD [-]	110.23	116.31	101.94	89.78	90.31	66.90	120.22	97.36	76.35	69.03	85.04	41.84	77.85

Tabulka 17 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor carpi ulnaris" při radiální deviaci.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	277.80	253.52	235.27	124.46	146.46	105.31	110.70	139.53	146.60	87.62	130.45	143.75	138.05
ARV [μV]	190.10	183.34	153.91	93.29	110.81	81.29	105.91	138.01	75.58	68.26	138.31	129.46	125.46
Median [μV]	52	52	53	53	55	54	49	47	48	44	59	55	57
Max [μV]	1685	1331	1117	772	955	638	765	936	767	648	946	923.2	948
Min [μV]	-1419	-1411	-1154	-609	-673	-515	-576	-696	-582	-514	-681	-652	-666
STD [-]	272.59	247.80	213.19	112.37	136.36	90.70	115.34	116.83	107.65	60.54	121.35	157.95	141.96

Tabulka 18 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor carpi ulnaris" při ulnární deviaci.



Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	138.04	179.64	156.41	79.19	76.11	69.30	90.98	65.02	60.30	188.96	49.96	81.68	91.82
ARV [μV]	101.64	129.68	114.49	63.89	61.99	59.16	88.63	54.53	88.97	138.62	51.85	56.94	35.96
Median [μV]	53	53	53	52	53	53	58	53	47	48	61	57	55
Max [μV]	1152	868	1091	496	559	302	480	475	494	858	513	481	485
Min [μV]	-861	-1057	-970	-337	-306	-188	-346	-361	-335	-1074	-345	-326	-346
STD [-]	127.22	171.49	147.27	58.47	54.24	44.20	40.16	76.92	90.41	199.50	81.94	68.23	65.73

Tabulka 19 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor carpi ulnaris" při pronaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	103.81	127.03	91.33	67.06	70.86	67.92	84.48	66.51	90.68	78.44	89.07	90.97	62.14
ARV [μV]	78.49	95.60	80.55	58.63	60.08	59.16	61.91	53.59	79.85	54.70	54.71	55.42	62.90
Median [μV]	52	52	53	53	53	53	55	53	52	59	57	56	57
Max [μV]	780	677	602	361	292	439	290	309	289	288	292	305	311
Min [μV]	-905	-614	-580	-299	-291	-268	-266	-276	-301	-280	-275	-296	-291
STD [-]	88.91	115.21	76.97	40.47	46.56	41.92	48.82	56.48	43.06	41.97	47.27	44.67	48.65

Tabulka 20 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor carpi ulnaris" při supinaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	313.96	269.81	225.60	210.73	166.62	248.51	164.52	197.18	170.49	190.03	193.17	157.18	162.18
ARV [μV]	212.44	200.18	165.49	153.42	122.64	188.14	137.97	128.58	133.49	130.66	121.34	108.26	98.92
Median [μV]	52	47	49	49	49	48	56	52	58	56	57	53	55
Max [μV]	2088	1381	1481	1066	1135	1386	1135	1127	1137	1106	1161	1154	1120
Min [μV]	-1522	-1491	-952	-842	-655	-964	-644	-651	-624	-662	-670	-664	-644
STD [-]	309.37	264.49	219.24	203.86	157.79	242.71	156.59	176.60	146.95	192.22	134.50	181.38	137.30

Tabulka 21 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor carpi ulnaris" pro ruku zatnutou v pěst.



Flexor Digitorum Superficialis

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	58.48	53.71	54.26	51.90	48.22	54.98	58.42	69.86	64.65	52.52	69.18	60.31	53.73
ARV [μV]	51.02	48.62	48.87	47.16	46.78	48.84	50.60	48.07	61.78	40.49	51.54	54.42	47.83
Median [μV]	47	46	45	45	43	47	52	53	52	46	52	43	40
Max [μV]	226	229	171	147	135	172	181	182	176	162	171	168	177
Min [μV]	-130	-116	-119	-84	-39	-133	-127	-112	-114	-107	-119	-123	-123
STD [-]	35.50	26.93	28.04	23.20	12.54	29.42	23.37	26.82	33.88	29.16	36.33	27.38	35.79

Tabulka 22 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor digitorum superficialis" při dorsální flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	202.68	111.01	83.61	83.10	127.11	112.96	109.36	134.56	101.04	112.97	86.38	115.88	134.72
ARV [μV]	141.30	84.74	64.38	67.80	94.19	84.89	79.12	85.27	75.54	93.89	80.52	82.61	85.61
Median [μV]	48	47	47	47	47	47	54	56	54	58	62	57	58
Max [μV]	1386	642	638	376	856	789	619	617	617	643	639	644	616
Min [μV]	-1268	-927	-753	-397	-851	-661	-937	-913	-934	-953	-952	-943	-937
STD [-]	197.25	100.72	89.37	68.85	118.27	102.88	115.28	85.30	119.08	84.38	74.93	97.45	97.06

Tabulka 23 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor digitorum superficialis" při palmární flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	114.33	104.34	93.27	48.11	60.83	56.13	80.38	59.77	73.96	57.02	56.24	37.10	40.13
ARV [μV]	89.62	84.09	69.49	46.56	52.72	50.37	47.96	38.01	59.59	53.11	56.56	45.96	56.90
Median [μV]	48	47	47	47	49	48	54	43	51	48	51	52	51
Max [μV]	448	438	323	122	291	194	307	286	271	281	276	277	292
Min [μV]	-664	-497	-466	-74	-254	-190	-243	-236	-255	-243	-263	-274	-278
STD [-]	104.38	93.34	65.82	12.74	39.25	31.45	18.23	27.65	53.08	41.32	50.81	19.99	40.13

Tabulka 24 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor digitorum superficialis" při radiální deviaci.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	48.54	48.94	46.61	47.20	48.11	47.17	54.78	53.65	44.20	62.55	50.08	46.60	49.15
ARV [μV]	46.48	46.52	46.58	46.40	46.43	46.41	44.85	36.71	35.72	55.33	18.33	33.94	40.61
Median [μV]	47	47	47	47	47	45	43	42	41	46	37	38	41
Max [μV]	130	128	53	99	116	81	111	104	115	149	145	129	114
Min [μV]	-23	-41	-39	-7	-17	9	-64	-51	-54	-49	-51	-55	-57
STD [-]	14.15	15.51	10.87	8.71	12.79	8.49	7.74	12.82	17.50	4.87	11.30	11.70	9.10

Tabulka 25 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor digitorum superficialis" při ulnární deviaci.



Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	93.36	156.33	146.80	51.25	51.64	50.22	49.82	56.01	44.34	34.86	65.65	43.94	68.60
ARV [μV]	74.51	116.98	106.72	47.54	47.78	46.97	37.90	51.25	30.63	30.42	56.24	32.60	47.18
Median [μV]	47	47	47	47	47	47	35	50	34	26	50	40	45
Max [μV]	423	704	593	162	179	144	184	183	198	153	158	187	156
Min [μV]	-654	-1348	-869	-110	-106	-85	-132	-111	-116	-91	-102	-109	-115
STD [-]	80.88	149.20	121.88	21.67	22.47	19.02	19.54	39.63	17.68	15.96	3.47	10.61	38.78

Tabulka 26 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor digitorum superficialis" při pronaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	48.32	48.15	47.09	47.33	47.66	47.90	53.66	59.46	62.95	53.09	65.03	60.98	65.85
ARV [μV]	46.56	46.49	46.65	46.48	46.48	46.59	50.42	56.15	45.45	46.38	56.39	50.26	57.47
Median [μV]	47	47	47	47	47	47	51	53	50	48	51	51	50
Max [μV]	148	131	103	114	116	112	148	155	120	126	128	138	126
Min [μV]	-104	-33	-10	-23	-29	-23	-37	-45	-46	-41	-21	-40	-37
STD [-]	13.38	12.79	6.48	9.04	10.78	11.41	13.49	2.29	2.34	2.98	25.58	8.13	31.73

Tabulka 27 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor digitorum superficialis" při supinaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	101.55	99.63	74.86	79.21	69.81	90.09	107.18	83.68	79.64	93.03	116.46	107.49	107.85
ARV [μV]	78.47	76.85	59.72	63.91	57.38	71.93	78.79	64.58	68.57	98.17	85.39	88.03	73.78
Median [μV]	47	47	47	47	47	47	50	50	51	53	53	53	56
Max [μV]	563	585	352	396	294	418	576	302	345	568	557	563	565
Min [μV]	-503	-350	-234	-297	-269	-321	-506	-275	-243	-481	-490	-502	-495
STD [-]	90.20	88.05	58.76	64.09	51.97	77.07	96.56	49.04	67.97	84.98	80.69	107.51	88.34

Tabulka 28 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor digitorum superficialis" pro ruku zatnutou v pěst.



Pronator Teres

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	65.56	61.88	62.40	57.57	51.93	66.34	54.04	61.28	69.97	57.42	54.38	66.24	67.37
ARV [μV]	55.74	54.41	54.29	50.89	49.60	56.40	52.59	59.40	69.90	47.98	53.66	59.33	56.40
Median [μV]	49	49	48	49	49	49	51	50	52	54	52	50	55
Max [μV]	297	265	242	194	192	256	199	189	259	201	199	264	199
Min [μV]	-168	-181	-172	-117	-90	-198	-109	-82	-195	-108	-86	-202	-115
STD [-]	44.54	38.81	39.67	31.36	18.34	45.53	34.98	15.41	45.25	35.96	29.20	51.10	37.97

Tabulka 29 - Analýza z časové oblasti svalu "pronator teres" při dorsální flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	97.19	54.11	52.06	50.44	54.24	53.80	67.46	61.25	62.07	59.51	62.07	60.00	54.75
ARV [μV]	72.55	49.33	49.35	48.21	49.22	49.02	46.04	51.24	49.63	52.29	58.99	51.64	52.00
Median [μV]	49	49	49	49	48	49	52	52	54	50	49	48	48
Max [μV]	718	180	184	136	207	170	185	215	172	139	208	174	173
Min [μV]	-545	-148	-152	-16	-88	-82	-144	-81	-80	-7	-81	-80	-74
STD [-]	84.38	24.44	18.94	15.01	24.92	23.90	28.38	32.42	30.73	25.74	30.81	28.33	24.33

Tabulka 30 - Analýza z časové oblasti svalu "pronator teres" při palmární flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	61.17	57.45	49.65	49.80	53.07	51.36	52.31	57.12	62.55	55.81	64.58	59.39	58.69
ARV [μV]	52.59	50.29	48.86	48.41	48.83	48.47	51.91	52.68	57.24	50.36	60.00	46.01	54.67
Median [μV]	49	48	49	49	49	49	51	47	52	51	55	52	51
Max [μV]	226	197	143	105	128	125	105	130	130	107	137	131	127
Min [μV]	-168	-94	-53	-58	-86	-49	-56	-83	-40	-47	-80	-85	-40
STD [-]	37.73	31.41	10.21	12.00	22.26	17.68	19.68	25.62	17.38	17.75	27.50	18.22	28.05

Tabulka 31 - Analýza z časové oblasti svalu "pronator teres" při radiální deviaci.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	50.56	50.71	48.73	48.96	49.19	48.91	56.22	56.36	58.84	60.18	55.81	49.15	55.24
ARV [μV]	48.43	48.33	48.68	48.45	48.36	48.41	52.27	54.79	56.01	53.68	47.71	49.60	52.95
Median [μV]	49	49	49	49	49	47	51	51	52	53	51	39	50
Max [μV]	126	131	61	98	96	78	106	103	103	106	104	104	102
Min [μV]	-26	-23	20	6	9	14	20	10	24	4	7	13	8
STD [-]	14.76	15.51	2.27	7.07	9.08	6.98	7.80	12.35	13.88	9.01	4.95	8.80	21.25

Tabulka 32 - Analýza z časové oblasti svalu "pronator teres" při ulnární deviaci.



Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	79.20	117.96	107.48	59.77	58.70	55.51	108.85	78.79	82.89	111.98	117.69	118.80	62.04
ARV [μV]	63.40	87.77	53.33	53.00	52.23	50.34	62.56	69.37	70.66	63.15	49.32	60.06	53.81
Median [μV]	49	49	49	49	49	49	48	56	56	53	44	53	51
Max [μV]	663	851	738	252	237	202	747	673	668	739	718	738	255
Min [μV]	-534	-626	-581	-204	-181	-166	-573	-533	-529	-572	-564	-578	-194
STD [-]	62.86	107.69	82.65	35.25	33.35	27.46	93.33	70.52	68.35	83.31	69.98	91.90	43.27

Tabulka 33 - Analýza z časové oblasti svalu "pronator teres" při pronaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	50.54	51.04	49.40	48.99	48.99	49.12	52.00	60.93	49.97	54.04	54.73	54.98	60.91
ARV [μV]	48.41	48.53	48.73	48.50	48.38	48.45	49.74	53.61	48.84	52.39	52.62	50.73	59.79
Median [μV]	49	49	49	49	49	49	51	51	47	51	51	51	53
Max [μV]	131	151	138	102	93	91	155	150	87	101	102	97	97
Min [μV]	-38	-50	-43	-7	-4	-17	-49	-37	-7	-18	-4	-15	-11
STD [-]	15.00	16.58	8.60	6.96	7.73	8.26	22.45	21.60	20.87	7.39	11.24	21.92	6.90

Tabulka 34 - Analýza z časové oblasti svalu "pronator teres" při supinaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	67.03	62.55	55.08	64.20	57.47	70.65	59.55	73.66	68.11	69.87	65.43	69.58	64.65
ARV [μV]	55.66	53.03	49.40	55.32	51.32	59.17	66.77	61.81	62.28	60.92	57.75	66.04	56.63
Median [μV]	49	49	49	49	49	50	53	50	50	52	53	54	54
Max [μV]	332	232	165	318	185	252	321	325	316	316	317	324	326
Min [μV]	-166	-129	-89	-179	-177	-192	-168	-177	-170	-168	-174	-173	-173
STD [-]	46.54	39.91	26.92	42.34	31.25	51.61	43.46	45.53	46.28	43.78	46.31	45.66	50.42

Tabulka 35 - Analýza z časové oblasti svalu "pronator teres" pro ruku zatnutou v pěst.



Flexor Carpi Radialis

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	61.02	69.62	72.20	53.66	56.85	58.53	59.07	57.30	67.81	61.04	57.29	72.95	74.89
ARV [μV]	55.48	59.58	61.77	53.63	54.22	54.23	57.76	60.01	62.78	55.04	62.08	66.20	67.84
Median [μV]	55	55	54	54	53	53	55	54	55	57	54	54	55
Max [μV]	163	168	176	60	69	65	64	78	71	77	75	168	175
Min [μV]	-87	-89	-84	45	56	54	53	61	59	54	58	-81	-88
STD [-]	28.97	31.66	36.61	1.89	3.78	7.96	5.96	10.43	5.11	11.83	3.87	38.86	40.12

Tabulka 36 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi radialis" při dorsální flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	220.45	232.75	246.39	96.90	173.78	193.49	108.61	170.15	160.13	101.54	102.45	109.66	134.60
ARV [μV]	165.02	179.25	205.25	316.92	208.68	160.62	320.96	225.00	233.03	335.64	332.29	344.24	364.87
Median [μV]	62	70	59	54	127	170	57	118	117	25	36	45	46
Max [μV]	1103	1098	1120	1004	1147	1012	1000	1164	1174	992	998	1012	1019
Min [μV]	-1411	-1417	-1430	-1408	-1357	-1452	-1386	-1361	-1373	-1378	-1368	-1363	-1369
STD [-]	213.79	211.39	202.69	130.70	338.65	257.24	130.23	333.32	340.21	105.70	113.72	117.28	146.66

Tabulka 37 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi radialis" při palmární flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	220.45	223.35	223.23	119.14	374.35	147.27	222.21	226.19	227.72	127.01	231.83	126.43	233.46
ARV [μV]	165.02	155.34	152.08	227.15	89.13	281.59	172.61	165.45	161.45	230.09	170.90	232.60	172.04
Median [μV]	62	70	65	-41	-29	-6	64	72	67	-35	80	-39	82
Max [μV]	1103	1111	1111	1078	983	1161	1111	1107	1114	1086	1112	1087	1109
Min [μV]	-1411	-1396	-1384	-1359	-1338	-1325	-1412	-1392	-1381	-1357	-1387	-1353	-1388
STD [-]	213.79	230.44	249.21	282.18	154.29	216.15	224.75	234.48	247.60	285.43	240.10	292.55	237.32

Tabulka 38 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi radialis" při radiální deviaci.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	55.42	64.02	75.44	57.96	65.50	79.82	59.75	67.27	85.89	69.49	72.79	59.19	66.75
ARV [μV]	53.64	63.52	68.17	58.98	67.75	71.57	68.59	73.30	79.00	68.62	70.89	53.17	70.14
Median [μV]	53	58	63	59	59	68	62	60	68	57	65	59	63
Max [μV]	120	130	138	127	130	143	132	130	148	134	134	119	133
Min [μV]	0	2	10	5	10	20	4	18	20	17	18	6	3
STD [-]	13.96	24.54	26.27	17.66	27.13	25.64	17.89	30.40	30.74	32.00	30.37	18.55	23.60

Tabulka 39 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi radialis" při ulnářní deviaci.



Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	82.65	81.11	86.21	88.53	87.65	88.55	82.65	87.28	93.24	79.33	90.41	87.88	91.74
ARV [μV]	69.62	67.48	70.82	68.19	73.06	81.28	69.62	74.67	80.90	64.82	64.15	56.65	49.40
Median [μV]	55	54	60	60	60	56	60	59	67	60	60	64	65
Max [μV]	375	386	396	382	389	394	375	376	378	381	384	384	378
Min [μV]	-348	-340	-333	-345	-345	-327	-348	-343	-332	-349	-347	-354	-363
STD [-]	62.80	69.79	72.69	64.88	74.54	83.47	62.80	60.99	66.50	69.81	69.06	70.85	66.59

Tabulka 40 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi radialis" při pronaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	54.72	55.91	58.74	58.82	64.93	65.22	56.82	54.82	62.89	69.14	53.24	55.38	67.61
ARV [μV]	53.65	61.70	56.53	53.82	57.28	62.26	54.24	67.07	56.91	60.51	50.68	72.12	59.98
Median [μV]	54	61	65	57	62	54	59	64	75	65	58	74	79
Max [μV]	103	108	114	105	113	109	101	120	114	109	104	131	117
Min [μV]	5	11	9	13	7	10	5	11	12	19	16	12	15
STD [-]	10.81	12.57	17.51	10.04	17.25	20.74	16.27	13.89	26.28	13.18	20.88	16.87	33.66

Tabulka 41 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi radialis" při supinaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	167.91	164.09	188.23	146.84	135.72	175.69	170.26	165.18	197.83	146.22	122.79	85.17	133.10
ARV [μV]	124.10	118.86	128.92	135.74	118.04	116.61	93.70	69.60	88.92	76.41	47.64	36.46	23.29
Median [μV]	68	87	64	73	88	62	55	84	67	56	48	46	19
Max [μV]	705	713	691	736	699	699	704	697	724	726	744	770	749
Min [μV]	-1203	-1237	-1185	-1225	-1256	-1211	-1212	-1222	-1189	-1247	-1222	-1206	-1238
STD [-]	159.02	182.29	155.88	149.13	199.32	153.13	199.87	187.01	217.85	209.49	174.26	153.58	163.03

Tabulka 42 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi radialis" pro ruku zatnutou v pěst.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	56.55	62.14	72.14	55.31	63.29	75.36	64.51	65.29	60.61	62.85	66.55	64.64	77.32
ARV [μV]	53.90	59.26	60.30	62.12	66.90	72.26	59.30	64.36	54.04	56.58	55.07	64.93	63.15
Median [μV]	54	57	59	56	59	58	56	62	56	60	60	65	59
Max [μV]	121	127	133	124	135	136	136	144	130	126	129	129	132
Min [μV]	-52	-52	-48	-46	-44	-44	-49	-39	-51	-53	-52	-39	-46
STD [-]	17.75	23.27	31.04	26.47	23.81	32.46	25.82	27.65	23.16	26.02	29.78	30.79	30.90

Tabulka 43 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi radialis" při abdukci prstů.



Flexor Carpi Ulnaris

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	55.60	65.41	57.74	53.52	56.96	54.35	55.60	62.81	60.68	53.52	65.73	57.61	70.58
ARV [μV]	53.19	61.54	54.36	53.50	54.15	53.12	53.19	62.39	60.10	53.50	62.65	61.17	62.16
Median [μV]	53	54	67	53	58	60	53	60	54	53	55	55	61
Max [μV]	137	140	143	60	65	58	137	141	144	60	61	63	67
Min [μV]	-22	-17	-23	48	57	56	-22	-17	-16	48	56	50	65
STD [-]	16.42	22.00	27.90	1.74	5.69	8.75	16.42	25.56	19.77	1.74	14.91	4.39	20.42

Tabulka 44 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi ulnaris" při dorsální flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	367.77	378.87	371.64	331.59	333.00	382.82	367.77	372.99	369.93	413.10	360.70	285.35	268.69
ARV [μV]	257.15	259.76	263.98	305.02	303.58	239.63	257.15	262.52	258.35	265.59	283.64	227.19	194.65
Median [μV]	56	62	62	64	58	58	56	57	56	50	56	60	58
Max [μV]	1734	1746	1743	1713	1744	1720	1734	1742	1743	1743	1744	1653	1643
Min [μV]	-2532	-2526	-2526	-2510	-2570	-2532	-2532	-2524	-2525	-2567	-2549	-2546	-2611
STD [-]	363.93	367.68	371.35	361.45	380.22	394.16	363.93	373.46	372.29	394.92	403.93	310.34	332.56

Tabulka 45 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi ulnaris" při palmární flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	367.77	395.86	423.21	334.63	413.90	372.84	379.35	399.18	418.79	384.28	421.39	352.18	405.84
ARV [μV]	257.15	250.61	302.92	288.18	208.00	285.47	295.59	242.62	282.22	304.86	228.98	260.24	271.31
Median [μV]	56	60	53	55	58	59	51	53	59	51	57	58	63
Max [μV]	1734	1768	1730	1721	1708	1774	1729	1778	1775	1740	1760	1767	1762
Min [μV]	-2532	-2531	-2478	-2527	-2505	-2540	-2481	-2542	-2512	-2493	-2512	-2539	-2535
STD [-]	363.93	365.20	381.71	401.13	302.70	397.78	416.02	399.47	354.38	386.43	361.15	371.37	341.84

Tabulka 46 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi ulnaris" při ulnární deviaci.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	115.73	121.69	128.66	104.18	112.46	126.27	119.37	101.86	117.77	120.32	143.73	155.96	154.60
ARV [μV]	89.12	96.97	90.22	89.78	97.60	75.27	77.52	112.09	88.43	96.06	88.99	92.51	117.89
Median [μV]	56	57	50	53	53	45	59	52	48	50	61	59	51
Max [μV]	558	569	557	539	546	555	560	533	548	568	590	575	573
Min [μV]	-467	-466	-451	-467	-462	-475	-443	-465	-478	-430	-477	-442	-454
STD [-]	102.66	109.43	104.32	87.04	125.80	115.42	107.35	132.24	108.33	131.89	83.10	121.56	128.13

Tabulka 47 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi ulnaris" při radiální deviaci.



Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	66.56	68.91	69.71	62.94	78.51	67.29	72.14	69.50	70.36	77.13	68.66	74.04	71.78
ARV [μV]	55.84	58.66	66.10	56.43	60.61	67.27	61.00	63.46	61.31	55.90	57.75	61.10	65.95
Median [μV]	49	54	52	46	49	51	57	53	58	53	51	62	48
Max [μV]	297	299	309	303	297	298	310	301	297	298	304	305	299
Min [μV]	-270	-262	-274	-262	-265	-264	-260	-257	-266	-269	-260	-265	-260
STD [-]	40.17	48.09	45.91	45.09	47.46	47.77	37.34	49.06	51.81	43.13	40.56	43.42	49.92

Tabulka 48 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi ulnaris" při pronaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	70.55	71.88	92.44	74.29	69.10	75.19	82.51	68.59	70.55	70.05	77.21	83.91	79.75
ARV [μV]	60.09	65.51	52.01	75.94	73.40	58.18	72.69	62.97	62.95	70.13	65.19	67.36	65.33
Median [μV]	54	64	63	48	63	59	58	60	53	55	62	55	56
Max [μV]	317	321	308	337	330	312	316	321	325	317	318	321	331
Min [μV]	-215	-207	-207	-222	-197	-220	-215	-202	-205	-212	-219	-208	-206
STD [-]	46.18	57.26	67.85	41.47	41.94	62.62	46.48	53.42	49.70	50.59	59.08	51.12	46.19

Tabulka 49 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi ulnaris" při supinaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	156.10	160.20	160.31	168.45	145.59	163.99	127.60	130.99	172.52	180.58	144.83	162.79	168.98
ARV [μV]	115.61	113.17	99.54	139.86	92.99	90.94	97.49	124.19	144.25	126.69	114.01	132.16	107.26
Median [μV]	53	50	48	52	48	48	49	48	57	51	46	53	49
Max [μV]	1048	1054	1052	1031	1076	1036	1059	1020	1071	1018	1043	1047	1031
Min [μV]	-876	-902	-845	-903	-862	-895	-878	-902	-903	-882	-882	-892	-869
STD [-]	146.75	127.77	120.70	128.16	135.96	138.44	172.05	150.20	147.54	125.92	149.32	123.68	168.32

Tabulka 50 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi ulnaris" pro ruku zatnutou v pěst.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	92.99	84.29	87.39	84.13	113.74	108.89	109.54	113.27	102.36	133.74	112.57	84.08	96.10
ARV [μV]	73.33	72.82	81.69	80.06	78.99	83.30	85.47	62.59	91.74	85.45	76.22	78.34	91.30
Median [μV]	51	48	57	55	53	52	47	47	50	52	52	53	59
Max [μV]	517	512	512	528	514	515	532	533	517	536	511	504	527
Min [μV]	-244	-227	-250	-224	-221	-248	-234	-243	-252	-238	-250	-223	-219
STD [-]	76.16	97.32	76.51	83.73	81.40	87.04	93.92	96.23	89.48	112.75	75.89	100.24	56.24

Tabulka 51 - Analýza z časové oblasti svalu "flexor carpi ulnaris" při abdukci prstů.



Extensor Digitorum

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	223.46	204.65	255.71	248.10	242.31	256.59	197.28	252.96	242.27	192.66	274.16	275.89	211.44
ARV [μV]	162.14	132.59	190.68	197.88	168.05	191.91	184.63	189.66	149.17	197.00	176.83	186.99	207.97
Median [μV]	45	77	83	38	63.39	16.01	17	68	77	78	27	37	33
Max [μV]	1180	1209	1162	1213	1165.97	1190.17	1164	1154	1174	1221	1162	1147	1233
Min [μV]	-1034	-1012	-1064	-991	-980.91	1010.05	-1029	-998	-1062	-1056	-983	-1031	-992
STD [-]	218.56	193.93	222.21	269.92	241.23	272.42	197.03	207.81	268.69	215.46	228.36	194.82	229.77

Tabulka 52 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor digitorum" při dorsální flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	52.62	61.24	67.89	65.56	69.90	42.80	55.72	57.33	59.78	51.57	57.30	73.30	63.98
ARV [μV]	46.91	60.00	62.90	56.27	42.68	39.26	36.27	41.03	52.21	47.40	49.61	64.13	59.94
Median [μV]	45	53	40	43	48	36	36	61	47	34	40	55	53
Max [μV]	167	155	181	157	181	180	188	162	183	166	155	156	190
Min [μV]	-61	-55	-67	-54	-64	-48	-57	-51	-62	-53	-45	-68	-60
STD [-]	25.20	24.71	24.33	39.94	44.40	44.16	23.53	36.16	22.97	20.53	39.99	40.86	38.56

Tabulka 53 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor digitorum" při palmární flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	52.62	58.59	52.15	52.41	51.17	55.43	63.03	70.48	65.41	59.04	69.98	65.51	72.36
ARV [μV]	46.91	53.37	50.00	50.63	50.87	50.32	44.99	55.07	56.55	57.68	54.99	58.58	41.20
Median [μV]	45	51	64	59	45	42	51	43	48	57	59	49	62
Max [μV]	167	186	167	189	173	174	168	190	168	180	165	178	173
Min [μV]	-61	-69	-46	-57	-51	-61	-61	-59	-48	-55	-52	-54	-54
STD [-]	25.20	19.68	25.48	24.54	33.98	43.04	37.84	49.47	21.38	20.48	29.98	26.09	35.40

Tabulka 54 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor digitorum" při radiální deviaci.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	97.96	90.45	104.33	97.22	118.69	98.40	120.70	102.38	116.74	101.82	89.38	88.93	108.17
ARV [μV]	75.52	67.18	74.47	85.13	71.28	92.76	79.74	78.88	77.17	74.35	73.48	75.60	77.14
Median [μV]	43	60	49	45	48	56	35	56	48	57	36	65	35
Max [μV]	437	457	439	431	453	449	442	443	436	435	452	443	460
Min [μV]	-322	-306	-315	-310	-328	-329	-312	-303	-324	-326	-331	-307	-334
STD [-]	86.29	75.84	94.14	93.29	90.79	84.64	85.56	81.04	103.79	98.72	96.05	96.73	104.73

Tabulka 55 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor digitorum" při ulnární deviaci.



Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	62.71	80.65	78.50	62.06	55.19	55.85	83.60	83.46	79.28	52.07	62.30	76.12	65.37
ARV [μV]	51.07	70.59	67.86	50.00	56.92	44.38	47.53	56.43	66.11	46.54	54.08	69.40	71.29
Median [μV]	44	61	36	61	40	62	49	55	57	39	51	59	34
Max [μV]	236	250	234	244	237	253	240	230	235	228	227	249	256
Min [μV]	-102	-96	-84	-82	-82	-92	-111	-96	-101	-91	-96	-87	-112
STD [-]	42.19	59.28	30.29	49.51	52.04	49.23	39.06	31.22	46.28	38.62	39.87	44.10	55.32

Tabulka 56 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor digitorum" při pronaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	61.17	63.99	59.83	81.79	62.81	70.45	81.64	84.01	73.31	74.05	75.96	82.59	63.33
ARV [μV]	51.16	73.88	75.21	52.40	47.03	49.98	42.55	65.58	56.79	55.87	70.06	46.78	57.10
Median [μV]	45	35	62	57	57	58	47	64	42	60	50	52	45
Max [μV]	228	240	226	239	222	225	221	221	245	244	247	237	235
Min [μV]	-113	-91	-122	-108	-101	-113	-99	-109	-116	-103	-114	-114	-113
STD [-]	39.98	55.43	53.23	62.23	47.11	45.59	60.97	59.98	36.20	64.67	49.02	40.88	44.15

Tabulka 57 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor digitorum" při supinaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	203.37	214.08	191.76	224.78	191.90	190.58	184.92	200.69	203.43	182.42	214.30	202.53	183.90
ARV [μV]	149.59	146.88	186.40	138.63	111.37	161.12	160.05	133.15	131.20	135.86	150.45	115.28	124.86
Median [μV]	49	45	47	44	47	47	47	51	42	49	48	43	43
Max [μV]	979	968	964	966	995	963	987	978	967	967	975	978	950
Min [μV]	-823	-791	-789	-864	-823	-844	-829	-843	-820	-860	-841	-835	-828
STD [-]	197.99	210.47	189.95	204.29	176.06	193.65	197.25	192.58	202.72	168.99	208.52	180.31	167.79

Tabulka 58 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor digitorum" pro ruku zatnutou v pěst.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	175.99	210.41	215.41	180.80	187.92	151.74	136.62	140.20	162.12	145.67	172.82	156.86	163.86
ARV [μV]	130.03	107.35	99.81	147.18	104.76	125.68	104.24	132.24	133.15	96.50	107.73	119.95	123.71
Median [μV]	48	46	45	49	53	53	51	46	54	53	52	45	46
Max [μV]	920	932	927	890	891	933	939	931	938	893	887	923	932
Min [μV]	-803	-794	-783	-801	-797	-819	-818	-828	-820	-795	-781	-790	-817
STD [-]	169.73	156.70	177.19	132.64	144.14	172.16	178.99	184.41	155.02	181.01	144.09	136.22	132.11

Tabulka 59 - Analýza z časové oblasti svalu "extensor digitorum" při abdukci prstů.



Supinator

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	261.34	292.18	287.28	228.17	250.13	251.04	258.21	230.82	265.10	274.15	228.59	256.91	281.03
ARV [μV]	191.83	195.07	161.03	208.19	208.74	161.34	152.81	163.53	163.70	179.16	192.67	156.42	196.78
Median [μV]	48	46	53	48	46	44	43	46	51	44	46	51	44
Max [μV]	1591	1573	1592	1561	1572	1581	1581	1595	1569	1567	1600	1584	1590
Min [μV]	-1102	-1097	-1110	-1090	-1092	-1094	-1096	-1117	-1121	-1100	-1130	-1122	-1092
STD [-]	256.94	222.07	238.55	271.42	271.42	241.91	236.97	248.33	270.80	265.20	241.83	252.16	232.14

Tabulka 60 - Analýza z časové oblasti svalu "supinator" při dorsální flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	143.13	151.67	124.58	154.24	148.10	145.72	152.31	155.37	119.07	119.47	113.30	104.26	116.35
ARV [μV]	108.95	135.62	67.70	123.21	106.99	90.80	81.01	88.83	83.11	99.76	84.83	78.86	91.87
Median [μV]	42	52	52	47	53	47	48	55	48	48	54	58	45
Max [μV]	715	682	722	710	702	682	724	686	706	698	703	674	703
Min [μV]	-468	-445	-502	-479	-495	-477	-474	-495	-489	-493	-511	-492	-463
STD [-]	134.86	179.38	93.35	118.66	129.15	117.26	131.74	128.69	138.61	113.35	111.97	141.22	127.49

Tabulka 61 - Analýza z časové oblasti svalu "supinator" při palmární flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	143.13	175.91	137.07	150.04	149.76	117.96	181.51	124.39	131.74	157.89	134.73	137.61	177.00
ARV [μV]	108.95	140.50	88.32	85.01	70.77	112.55	104.88	109.23	108.09	101.58	78.89	97.47	133.09
Median [μV]	42	55	50	44	42	43	77	45	46	58	53	53	50
Max [μV]	715	720	708	686	675	682	743	732	710	698	688	744	732
Min [μV]	-468	-492	-481	-510	-502	-466	-461	-497	-493	-435	-486	-466	-485
STD [-]	134.86	145.23	145.84	109.89	113.57	124.45	121.72	133.42	169.06	148.08	132.08	125.47	127.96

Tabulka 62 - Analýza z časové oblasti svalu "supinator" při radiální deviaci.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	328.19	340.44	326.99	221.04	233.45	281.88	265.21	196.04	245.42	235.25	263.03	279.56	313.17
ARV [μV]	243.18	212.71	221.50	255.67	164.75	140.49	216.24	226.40	253.58	219.67	178.67	161.86	251.59
Median [μV]	45	45	55	50	47	45	55	43	45	50	53	46	46
Max [μV]	1552	1538	1519	1484	1573	1520	1471	1498	1525	1522	1516	1562	1424
Min [μV]	-1270	-1254	-1250	-1281	-1400	-1268	-1291	-1256	-1318	-1282	-1370	-1399	-1310
STD [-]	328.19	321.81	339.32	343.15	242.47	281.05	195.54	222.90	198.32	211.04	291.31	253.99	295.15

Tabulka 63 - Analýza z časové oblasti svalu "supinator" při ulnární deviaci.



Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	129.03	126.22	122.76	141.32	105.99	133.51	93.56	111.96	154.77	101.08	150.99	94.25	114.39
ARV [μV]	96.65	106.02	121.96	98.45	62.32	89.40	109.34	99.21	109.73	80.03	116.45	63.29	88.05
Median [μV]	40	41	42	44	41	45	38	47	47	41	48	44	58
Max [μV]	595	594	586	567	564	589	565	578	598	581	574	598	568
Min [μV]	-393	-385	-362	-381	-413	-381	-423	-376	-375	-410	-425	-414	-407
STD [-]	119.82	96.77	146.11	128.10	84.72	131.88	123.66	81.03	121.60	101.37	88.08	99.79	88.53

Tabulka 64 - Analýza z časové oblasti svalu "supinator" při pronaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	209.94	230.13	182.52	177.08	224.50	183.00	185.92	200.42	238.82	225.58	207.45	180.56	220.32
ARV [μV]	160.09	152.63	159.75	136.39	157.70	136.21	184.94	158.29	150.97	145.92	129.13	147.40	179.80
Median [μV]	51	52	50	54	48	50	58	50	55	56	55	54	51
Max [μV]	1089	1075	1119	1061	1113	1085	1054	1084	1104	1080	1100	1062	1107
Min [μV]	-889	-889	-892	-918	-923	-892	-875	-880	-909	-867	-872	-872	-878
STD [-]	204.41	178.73	209.50	196.07	191.38	188.45	191.54	173.88	173.92	232.62	174.13	180.24	204.47

Tabulka 65 - Analýza z časové oblasti svalu "supinator" při supinaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	295.94	302.05	308.75	315.67	302.81	285.66	261.75	273.03	269.56	268.89	314.08	314.69	324.72
ARV [μV]	223.90	215.42	194.29	190.15	232.57	191.83	230.22	199.65	216.63	221.11	201.35	211.15	238.41
Median [μV]	46	52	47	47	51	48	57	55	51	57	52	52	52
Max [μV]	1527	1497	1518	1544	1543	1525	1501	1553	1507	1534	1535	1496	1533
Min [μV]	-1158	-1134	-1151	-1161	-1141	-1180	-1148	-1163	-1149	-1181	-1143	-1159	-1155
STD [-]	292.03	274.38	290.62	284.71	295.48	295.24	265.29	299.00	297.30	279.48	295.01	308.65	308.63

Tabulka 66 - Analýza z časové oblasti svalu "supinator" pro ruku zatnutou v pěst.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	239.70	238.03	221.07	208.62	222.48	221.24	254.55	258.88	230.83	251.35	261.96	234.52	239.12
ARV [μV]	182.46	176.97	153.02	158.58	179.96	188.46	200.28	151.08	157.43	148.34	170.38	148.17	201.24
Median [μV]	56	55	55	54	50	52	48	46	46	50	47	49	48
Max [μV]	1097	1110	1076	1064	1112	1078	1084	1115	1079	1087	1066	1109	1068
Min [μV]	-940	-959	-975	-958	-917	-945	-914	-956	-942	-962	-927	-947	-941
STD [-]	234.86	241.67	203.99	244.09	232.96	244.53	232.63	256.64	239.21	231.20	219.86	207.22	256.98

Tabulka 67 - Analýza z časové oblasti svalu "supinator" při abdukci prstů.



Bříško palce

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	14.58	16.83	20.40	5.03	12.41	7.67	10.59	17.80	14.57	12.12	9.62	10.10	11.53
ARV [μV]	9.99	14.82	8.96	4.34	10.08	6.96	3.41	13.43	12.40	11.75	8.78	9.62	10.88
Median [μV]	5	7	16	4	11	13	15	11	11	11	7	4	4
Max [μV]	115	120	124	15	29	16	20	25	18	20	16	12	27
Min [μV]	-123	-118	-124	-4	8	-3	8	-1	4	-1	3	-5	8
STD [-]	14.05	20.79	20.93	2.73	5.01	8.75	5.78	9.27	5.33	7.45	0.04	3.87	5.82

Tabulka 68 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška palce" při dorsální flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	23.90	26.21	31.95	23.25	30.83	29.31	32.05	27.56	25.40	26.08	34.49	29.93	34.73
ARV [μV]	16.79	21.35	13.97	22.94	25.89	27.05	22.04	24.15	16.13	25.63	25.15	28.45	19.58
Median [μV]	4	4	5	6	4	10	8	15	14	5	11	7	7
Max [μV]	302	302	309	316	301	303	310	304	299	300	310	308	303
Min [μV]	-242	-235	-238	-238	-237	-230	-236	-235	-239	-237	-244	-239	-232
STD [-]	23.58	31.48	23.25	21.82	23.40	33.53	22.42	22.80	31.21	28.19	29.79	37.29	25.58

Tabulka 69 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška palce" při palmární flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	23.90	28.11	24.55	26.10	21.12	32.66	26.63	29.77	29.94	30.64	20.52	27.12	36.03
ARV [μV]	16.79	19.18	21.90	19.04	18.92	26.06	14.24	21.19	23.85	23.72	20.43	13.57	22.31
Median [μV]	4	15	1	5	12	9	15	8	17	5	17	2	8
Max [μV]	302	314	305	314	303	312	306	299	310	301	304	301	313
Min [μV]	-242	-242	-242	-241	-239	-237	-239	-231	-236	-230	-233	-234	-238
STD [-]	23.58	35.32	32.28	22.49	24.50	31.90	21.42	21.99	24.95	32.65	25.36	27.72	29.76

Tabulka 70 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška palce" při radiální deviaci.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	9.06	13.65	9.29	15.98	18.39	13.18	19.88	13.74	12.14	15.38	16.98	14.08	13.41
ARV [μV]	6.95	11.70	7.93	4.49	16.22	8.73	13.07	12.98	11.67	14.58	12.67	6.85	6.53
Median [μV]	3	15	3	9	7	4	14	7	3	6	15	16	9
Max [μV]	39	46	45	40	49	42	49	43	37	37	45	41	40
Min [μV]	-44	-39	-36	-40	-35	-38	-41	-44	-35	-38	-43	-44	-46
STD [-]	8.38	19.88	10.53	12.51	10.57	10.94	17.72	19.93	17.76	6.98	17.78	11.32	18.36

Tabulka 71 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška palce" při ulnární deviaci.



Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	446.44	474.40	537.83	135.88	184.14	120.49	132.58	131.73	133.45	142.21	164.27	142.90	136.66
ARV [μV]	313.98	312.27	456.56	91.72	144.67	92.14	98.72	80.04	96.61	127.09	137.02	89.85	122.76
Median [μV]	19	37	34	36	34	34	36	31	32	12	21	32	29
Max [μV]	2487	2501	2441	574	542	584	580	594	600	588	600	560	609
Min [μV]	-2562	-2479	-2491	-685	-706	-675	-691	-676	-692	-691	-658	-680	-634
STD [-]	446.48	551.61	374.44	115.32	271.19	135.08	101.56	97.23	104.39	151.70	140.18	119.79	145.12

Tabulka 72 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška palce" při pronaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	20.17	17.37	27.07	26.75	24.37	22.88	18.38	25.56	40.67	29.32	29.81	44.73	21.61
ARV [μV]	14.15	5.95	22.42	8.42	22.42	21.50	16.32	15.17	23.90	28.68	11.80	24.81	9.29
Median [μV]	4	21	15	1	23	3	13	15	12	20	15	13	19
Max [μV]	107	97	110	105	118	105	109	113	128	108	100	112	102
Min [μV]	-127	-105	-117	-108	-112	-114	-121	-130	-128	-122	-127	-139	-111
STD [-]	19.83	19.74	16.63	21.77	30.07	37.03	30.99	15.06	13.83	36.53	15.19	21.74	20.05

Tabulka 73 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška palce" při supinaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	120.21	86.44	98.03	137.20	139.85	98.30	112.70	139.08	101.56	95.36	109.42	131.12	151.29
ARV [μV]	92.01	80.68	126.93	134.76	63.17	114.76	90.78	66.06	105.66	103.24	84.39	113.77	108.62
Median [μV]	8	5	-12	16	-4	-6	29	-20	28	51	43	22	20
Max [μV]	576	557	610	549	583	574	571	614	545	611	594	551	580
Min [μV]	-678	-650	-707	-702	-694	-650	-654	-661	-699	-688	-642	-683	-648
STD [-]	120.17	160.04	128.58	141.29	119.73	103.44	129.98	115.94	165.01	119.79	143.19	119.95	150.60

Tabulka 74 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška palce" pro ruku zatnutou v pěst.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	400.44	350.29	380.20	392.24	407.46	368.91	328.23	433.89	442.75	332.36	328.33	367.45	430.24
ARV [μV]	291.53	336.21	318.56	302.55	240.42	268.41	336.40	297.07	324.38	317.78	313.74	302.08	254.75
Median [μV]	59	63	53	61	52	54	58	55	51	59	56	58	53
Max [μV]	2096	2135	2124	2081	2044	2057	2018	2128	2132	2098	2047	2123	2015
Min [μV]	-1964	-1931	-2011	-1951	-1963	-1936	-1919	-2037	-2033	-2003	-2012	-1981	-2010
STD [-]	400.46	359.83	414.17	334.92	377.79	340.95	406.94	399.40	414.72	389.97	360.38	437.49	415.14

Tabulka 75 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška palce" při abdukci prstů.



Bříško malíku

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	8.46	16.78	15.97	4.51	16.10	13.88	18.48	12.50	11.14	14.28	8.14	10.21	8.83
ARV [μV]	5.94	11.31	14.98	3.72	12.19	3.61	12.80	4.37	4.76	12.45	6.24	5.95	6.29
Median [μV]	3	2	5	3	6	11	7	8	11	12	4	8	5
Max [μV]	74	81	80	15	17	21	16	22	19	24	23	23	25
Min [μV]	-66	-65	-65	-9	-7	3	-10	-1	-5	-2	-6	-10	-4
STD [-]	7.76	13.03	6.76	3.14	4.72	2.76	1.83	9.38	5.85	10.89	2.43	8.97	7.49

Tabulka 76 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška malíku" při dorsální flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	83.49	88.36	87.96	85.92	69.02	83.47	95.06	94.41	78.56	65.87	111.52	75.28	87.77
ARV [μV]	53.60	65.36	60.99	68.40	76.02	67.68	72.99	45.22	70.00	43.61	68.17	43.81	50.70
Median [μV]	49	52	52	53	47	55	54	53	59	52	46	57	53
Max [μV]	420	411	410	431	411	437	414	438	424	445	410	431	416
Min [μV]	-561	-549	-573	-534	-551	-558	-551	-580	-569	-554	-543	-562	-554
STD [-]	83.44	96.46	85.38	80.16	94.47	94.68	91.37	79.17	99.92	108.38	86.56	102.92	79.90

Tabulka 77 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška malíku" při palmární flexi.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	83.49	80.38	88.59	82.39	72.28	68.29	108.13	96.75	73.98	91.37	88.16	71.81	85.51
ARV [μV]	53.60	44.01	64.72	40.49	49.14	78.21	61.47	67.76	44.80	50.20	62.62	51.51	63.35
Median [μV]	9	13	14	9	18	-2	-5	1	17	4	11	1	16
Max [μV]	420	437	409	415	406	418	407	436	415	427	409	435	441
Min [μV]	-561	-558	-552	-559	-543	-570	-549	-566	-558	-568	-540	-560	-556
STD [-]	83.44	93.52	75.39	109.35	89.78	93.08	92.22	96.15	75.95	81.78	91.55	111.19	82.85

Tabulka 78 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška malíku" při radiální deviaci.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	132.00	129.61	100.65	123.38	120.66	137.44	107.95	119.80	147.72	125.99	107.96	136.59	119.62
ARV [μV]	85.51	85.74	75.46	63.17	65.04	66.78	76.62	80.40	71.40	80.72	87.87	70.95	54.21
Median [μV]	50	51	51	55	54	50	55	54	50	53	53	56	52
Max [μV]	821	827	799	797	821	829	790	798	811	832	811	830	794
Min [μV]	-856	-881	-882	-845	-842	-844	-878	-853	-881	-852	-879	-874	-874
STD [-]	131.96	110.15	108.55	103.44	104.37	130.90	105.97	117.63	126.33	128.98	127.44	132.10	139.21

Tabulka 79 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška malíku" při ulnární deviaci.



Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	10.49	14.20	21.19	13.82	16.44	18.82	15.23	16.17	16.56	15.59	18.60	19.94	20.47
ARV [μV]	7.61	14.03	15.65	10.54	12.22	13.28	14.12	7.32	15.68	14.14	17.40	17.62	12.92
Median [μV]	3	10	9	10	10	6	13	11	11	8	12	9	7
Max [μV]	74	75	83	74	83	77	81	82	83	80	80	86	72
Min [μV]	-44	-41	-38	-39	-43	-47	-41	-42	-33	-42	-46	-42	-40
STD [-]	9.93	12.80	10.19	7.57	9.28	15.94	15.90	20.89	20.50	10.90	16.68	7.61	18.56

Tabulka 80 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška malíku" při pronaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	28.25	21.22	25.14	24.31	31.05	38.97	35.56	24.79	33.83	39.99	38.93	36.07	42.61
ARV [μV]	20.23	20.98	24.33	16.03	25.32	17.38	19.07	12.31	18.24	38.31	36.14	25.70	28.02
Median [μV]	4	10	3	11	11	13	9	13	13	15	15	12	14
Max [μV]	134	144	144	134	134	140	127	136	147	141	141	143	135
Min [μV]	-261	-260	-267	-251	-263	-253	-248	-251	-254	-244	-246	-249	-260
STD [-]	28.01	39.79	32.17	28.73	22.70	28.04	20.57	28.76	43.62	39.40	25.06	24.33	38.81

Tabulka 81 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška malíku" při supinaci předloktí.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	1033.11	923.11	1226.38	142.47	144.40	117.00	187.95	85.76	129.49	217.04	202.71	191.19	163.71
ARV [μV]	771.29	672.79	804.63	84.76	63.88	76.97	114.05	58.21	136.43	119.47	100.50	160.03	106.56
Median [μV]	49	57	53	55	52	53	55	41	53	57	52	57	56
Max [μV]	4641	4469	4564	819	821	812	858	761	770	812	856	811	787
Min [μV]	-3900	-3965	-4038	-850	-855	-863	-910	-884	-814	-892	-908	-766	-763
STD [-]	1033.21	926.87	1201.33	108.30	99.30	141.60	128.39	194.49	140.83	101.97	111.35	96.77	78.48

Tabulka 82 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška malíku" pro ruku zatnutou v pěst.

Parametr	P1			P2			P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
RMS [μV]	366.13	323.90	391.66	412.79	389.61	325.31	371.17	302.83	379.35	332.24	371.00	411.93	378.49
ARV [μV]	249.59	291.36	205.12	271.34	281.56	266.95	243.53	315.07	243.26	246.97	301.49	238.82	201.34
Median [μV]	51	54	56	51	53	55	50	54	50	52	50	52	58
Max [μV]	1859	1811	1847	1884	1806	1898	1839	1913	1828	1918	1836	1879	1828
Min [μV]	-2218	-2226	-2273	-2176	-2272	-2163	-2173	-2263	-2191	-2242	-2259	-2206	-2263
STD [-]	366.15	360.53	414.43	305.25	384.63	401.55	305.46	333.04	320.78	409.14	322.17	352.60	415.77

Tabulka 83 - Analýza z časové oblasti na svalech "bříška malíku" při abdukci prstů.