

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
Fakulta strojního inženýrství
Ústav výrobních strojů, systémů a robotiky

Ing. Martin Janča

**PŘÍSPĚVEK K ŘEŠENÍ ŘÍZENÍ NÁHRADY
HORNÍ KONČETINY ČLOVĚKA
VOLNÍ AKTIVITOU**

**CONTRIBUTION TO THE SOLUTION OF AN ARM
SUBSTITUTE VOLITIONAL CONTROL**

PhD Thesis

obor: Konstrukce robotů a manipulátorů
školitel: Doc. Ing. Zdeněk Kolíbal, CSc.
opONENTI: Prof. Ing. Juraj Smrček, PhD.
Doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.
Ing. Ladislav Kárník, CSc.

datum obhajoby: 30. 9. 2001

Klíčová slova

mechatronika, biorobotika, myoprotetika, elektromyogram, mapování EMG, protéza horní končetiny

Key Words

Prosthetic Arm, Myoprosthetics, Myoelectric Prosthesis, EMG Mapping, Biomechanic Application

Místo uložení

Ústav výrobních strojů, systémů a robotiky FSI VUT v Brně

ISBN 80-214-2003-0

ISSN 1213-4198

© Martin Janča 2001

OBSAH

1 ÚVOD	5
2 SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY	5
3 CÍL PRÁCE	7
3.1 Způsob řešení	7
3.2 Získané závěry	8
3.3 Vědecký přínos práce	8
4 ZVOLENÉ METODY ZPRACOVÁNÍ	8
4.1 Stručný popis základních podmínek měření	9
4.2 Umísťování elektrod	9
4.3 Pohyby horní končetiny za předloktím	10
4.4 Provedená měření	12
4.4.1 Popis prováděných měření	12
4.4.2 Cíl měření	13
5 HLAVNÍ VÝSLEDKY PRÁCE	14
5.1 Vyhodnocení naměřených hodnot	17
5.1.1 Grafické znázornění naměřených hodnot u subjektu č. 1	17
5.1.2 Zpracování hodnot rotace v zápěstí u subjektu č.1	21
5.2 Kontrolní výpočty	26
5.3 Získané výsledky	26
6 Závěr	27
6.1 Porovnání dosažených výsledků se zadáním v tezí	27
6.2 Zhodnocení dosažených výsledků	27
7 SUMMARY	28
7.1 Introduction	28
7.2 Measuring of the Surface EMG signals	28
7.3 Parameters and measuring process	29
7.4 Evaluation of Values from Subject 1's Wrist Rotation	30
7.5 Applicable Results	31
7.6 Acknowledgements	31
8 LITERATURA	32
9 ŽIVOTOPIS AUTORA	34

1 ÚVOD

I přes vstup do třetího tisíciletí a rychlý rozvoj vědy a techniky je stále poměrně velký výskyt tělesně postižených lidí. Ten, kdo úrazem či jinak přijde o končetinu, má spoustu problémů a potřebuje pomoc. Jakákoliv pomůcka napomáhá zařazení postiženého do normálního života a další život mu usnadňuje alespoň do té míry, že nemusí být stále závislý na pomoci jiných lidí. Z technického pohledu je náhradu určité části těla možno řešit dvěma způsoby. Buď funkčně, kdy náhrada navrácí alespoň částečně některé funkce chybějící části, ale vzhledově chybějící část zdaleka nevystihuje, nebo vzhledově, kdy náhrada tvarem, velikostí a zbarvením připomíná chybějící část těla. Vzhledově kvalitní náhrada pak většinou není schopna nahradit funkci chybějící části. Zdravý člověk považuje ruku hlavně za nástroj, kdežto ti co o ni přišli myslí i na její vzhled. Člověk s amputovanou končetinou potřebuje náhradu splňující obě tyto funkce.

2 SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

V posledních letech pokročil technický rozvoj v některých oblastech zdravotnictví prudce kupředu. Jedním z odvětví, ve kterém však alespoň u nás nejsou patrné významné konkrétní přínosy, je protetika. Věda a technika jsou v současné době na takové úrovni, že některá z tělesných poškození by mělo být možné poměrně kvalitně kompenzovat. Některé typy amputací horních končetin mohou posloužit jako odrazový bod pro nový pohled na řešení náhrad těchto chybějících částí těla.

Na Ústavu výrobních strojů, systémů a robotiky fakulty strojní VUT v BRNĚ bylo vypsáno ve školním roce 1994/95 téma diplomové práce s názvem „Studie biomechanické ruky“. Předkládaná dizertace na tuto práci volně navazuje a měla by být základem pro další řešení této problematiky. Vždyť také které jiné vědní odvětví by se touto problematikou mělo zabývat, než robotika jejíž principy vycházejí právě z biomechaniky.

V současné době je ve světě vývoj náhrad na vysoké úrovni. Konkrétní výrobky jsou však značně primitivnější. Důvodem je pravděpodobně cena, která je vysoká hlavně proto, že vlastně každá protéza je vzhledem k velikostním rozdílům zdravé ruky a pažy prototypem.

Při konstrukci protézy je nutné řešit dva základní problémy. Konstrukci mechanické části a následně řízení jednotlivých pohybů.

Konstrukcí mechanické části se zabývá řada universit a vývojových laboratoří. Konstrukce jsou různé. Liší se především použitým pohonem. Používá se tlakových, či podtlakových umělých svalů různé konstrukce, hydraulických a pneumatických motorků, různých druhů elektromotorků, materiálů s tvarovou pamětí, materiálů s rozdílnou dilatací.

Při řízení jednotlivých pohybů se dříve využívalo předem nastavených programů, které bylo možné ovládat druhou rukou nebo hlasovou pomůckou. Dobře je již zvládnut princip řízení pomocí elektrických signálů ze svalů, tzv. myopotenciálů, kdy volní aktivování určitého svalu nebo zbytku svalu je registrováno jako řídicí signál. Dnes se dokonce začíná využívat přímo impulsů z nervových vláken. Je možná také zpětná vazba, která může informovat o okolním prostředí. Např. snímače teploty či tlaku, které chvěním informují vnímající povrch těla.

Podle dostupných informací se v současné době vývojem protetických rukou zabývají tyto instituce:

Wasedská universita v Tokiu, kde vyvinuli několik typů protéz zápěstí, předloktí i celých paží poháněných elektrickým zdrojem energie nebo tlakovým olejem.

Laboratoř humánních náhrad NTT v japonské Kanagawě. Zde vyvíjí elektrickou protézu předloktí. Tato je řízena myoimpulsy, které jsou porovnávány s neuroimpulsy. Tento způsob je méně náročný na přesnost snímání myoimpulsů a také na volní námahu člověka při ovládnání protézy. Také umožňuje ovládat nezávisle všech pět prstů.

V Americkém Salt Lake City ve státě Utah vyvinuli ve středisku pro výzkum řízení hybnosti IOMED myoelektrickou protézu, která na základě přesného snímání myopotenciálů umožňuje ovládat jak velikost a rychlost sevření, tak i sílu sevření a otevření. Závisí zde na intenzitě a době trvání impulsů. Protéza se dobře osvědčila už i v praxi.

V japonské Nade na universitě Kobe zkoumali reakce svalů při změnách myopotenciálů a sestrojili na tomto základě jednoduchý model myoprotetické ruky.

V USA v Rockwellově mezinárodním vědeckém centru navrhl E. A. Wan s kolektivem řízení mechanické protetické ruky pomocí lokální umělé nervové sítě, komunikující s nervovou sítí člověka. Tato je schopna přijímat, vyhodnocovat, využívat a od snímačů vracet impulsy z a do nervového systému člověka. Jde o jedinečný princip s téměř dokonalou zpětnou vazbou.

Ve švýcarském Curychu na Institutu robotiky vyvinuli protézu celé paže, která ve spolupráci s mikroprocesorem dokáže řídit na základě informací z několika málo snímačů myoimpulsů celou řadu pohybů. Je to možné na základě různých kombinací těchto impulsů z různých svalů, jimž se musí naučit pacient i elektronické zařízení. [26]

V České ani Slovenské republice se zatím výrobou mechanických protéz řízených myopotenciály, podle dostupných informací, nezabývá žádná organizace. Avšak na Slovensku (v Bratislavě) Ing. Peter Kosák ve své kandidátské dizertační práci již v roce 1989 řešil konstrukci elektrické protézy s originálním pohonem na principu tvarové paměti materiálů a Ing. J. N. Marcinčin z TU Košice se intenzivně zabývá problematikou náhrady horní končetiny s pohonem na principu umělých svalů.

Pro postižené jsou v České republice jako nejdokonalejší dostupné myoprotézy firmy Otto Bock z Německa. Tyto dokáží na základě informací ze dvou až čtyř snímačů provádět opozici palce ke dvěma prstům (úchop) a maximálně rotaci zápěstí. Jsou dosažitelné pouze na protetice Ostravské nemocnice.

3 CÍL PRÁCE

Tato práce zkoumá nový přístup k vytvoření funkční protézy horní končetiny, která má nahrazovat ruku jejíž pahýl končí za loketním kloubem. Její konstrukce vychází z principů biomechaniky a snaží se maximálně kopírovat typy kloubních spojení a umístění pohonů, čímž jsou ve zdravé ruce klouby a svaly. Biomechanismem nazýváme biomechanický řetězec, schopný provádět kinematicky stanovený pohyb. Na základě strukturální, kinematické a dynamické analýzy je možné vytvořit biomechanickou charakteristiku pohybu. Porovnáním částečné biomechanické charakteristiky pohybů lidské ruky s mechanickou charakteristikou navržené protézy a jejím spojením s elektronickým řízením se pak dostáváme do oblasti mechatroniky.

Tato práce má být příspěvkem k vývoji protézy jež bude řízena myoimpulzy ze zbytků svalů v předloktí. Rozdílem oproti klasické myoelektricky řízené protéze by pak měl být přístup k jejich vyhodnocování. Globálním posouzením myoelektrických dějů ve zbylém pahýlu by mohl být získán dostatečný počet rozdílných signálů. Ty pak mohou být využity k řízení daleko složitějšího mechanismu, než jakým jsou klasické myoelektrické protézy s maximálně dvěmi stupni volnosti.

Cílem této práce je ověřit, zda je možné dostatečný počet rozdílných impulsů získat a tak položit základ pro nový směr řešení náhrad horních končetin. Také se pokusím nastínit možné postupy dalšího řešení mechanických i řídicích prvků zařízení. Dále se očekává vytyčení úkolů, které bude v následných pracích nutné zvládnout pro úspěšné sestavení funkčního modelu této myoelektronické protézy.

3.1 Způsob řešení

Získávání řídicích signálů je řešeno za použití porovnávání souborů myoelektrických potenciálů získávaných ze sítě měřících bodů pokrývajících celé předloktí. Je porovnáváno myoelektrické dění v předloktí, při provádění různých modelových pohybů. Bylo proměřeno několik subjektů různé tělesné konstituce. Data jsou porovnána jednoduchou výpočetní metodou, která umožňuje rychlé vyhodnocování v případě dalšího vývoje zařízení, jež by v budoucnu mělo tyto signály při konkrétních aplikacích zpracovávat v reálném čase.

3.2 Získané závěry

Na základě zpracování naměřených hodnot lze předpokládat, že navrhovaný systém získávání řídicích signálů na principu mapování EMG je použitelný. Bylo dokázáno, že při provádění stejných pohybů jsou také soubory signálů měřitelných nad zúčastněnými svalovými skupinami do jisté míry stejné a že je možné podle nich jednotlivé pohyby identifikovat. Byl také popsán způsob dalšího možného využití tohoto systému a vypracován postup pro jeho aplikování v protetice horních končetin.

3.3 Vědecký přínos práce

V předkládané práci se podařilo obhájit předpoklad, že je možné získávat jednoznačné řídicí signály na základě mapování EMG. Snímání EMG je běžným diagnostickým prostředkem v lékařství. Zatím však nebylo provedeno plošné proměřování EMG, jež by bylo uvažováno k řízení technického zařízení. Tato práce dále v duchu mechatroniky navrhuje další přesný postup, jenž má vést k úspěšnému využití získaného přínosu v konkrétních aplikacích, v tomto případě se zaměřením na protetiku horních končetin.

Doufám, že tato práce bude v případě jejího úspěšného obhájení vybídka pracovním, schopným se na dalším vývoji tohoto zařízení podílet. Je však nutné upozornit na další možná úskalí, která se v budoucnu mohou vyskytnout. Jedním z nich je právě to, že se v této problematice setkává živý organismus s technickým zařízením. Jejich přímá interakce může vyvolávat jak psychické, tak fyzické reakce právě ve zúčastňovaném živém organismu. Vždy je tedy nutné pamatovat především na to, že technika má v tomto případě lidem sloužit a ne je omezovat.

4 ZVOLENÉ METODY ZPRACOVÁNÍ

U zdravé končetiny se na pohybu v jednom kloubu podílí vždy celá řada svalů. Jen malá část těchto svalů však provádí jen tento pohyb. Navzájem se doplňují, ovlivňují a přetahují. Tím pohyb jistí ve všech směrech. Tak může pohyb v jednom kloubu zajišťovat až 29 svalů. [29]

U pahýlu, končícího 10 cm za loketním kloubem, zůstává minimálně 8 svalů přední a dorsální skupiny povrchové vrstvy, a za předpokladu že zůstaly inervované je možno je použít ke snímání změn potenciálů a tím k řízení protézy.

Předpokládejme, že postižený který by měl v budoucnu vyvíjenou protetickou ruku využívat, má pahýl končící 10 až 15 cm za loketním kloubem. Je tedy zachována podstatná část svalů, jejichž původním úkolem bylo ovládání funkcí zápěstí a ruky. Předpokládejme také, že inervace těchto svalů zůstala zachována

a postižený je schopen svou volní aktivitou v nich vyvolávat určité svalové kontrakce.

Z hlediska zkoumané problematiky, sestavování map EMG, je takto zachovalý pahýl ruky nahraditelný zdravou končetinou. Nespornou výhodou pak je, že máme u zdravé končetiny možnost volně aktivovanou svalovou kontrakci vizuálně kontrolovat jako pohyb ovládané končetiny.

Z těchto důvodů bude pro získávání měřených hodnot použito jedinců se zachovalou funkcí horní končetiny, tedy zdravých. Budou vybráni náhodně, s různým objemem svalové hmoty a bez viditelných známek dřívějšího vážného poranění.

4.1 Stručný popis základních podmínek měření

Měření by se mělo provádět povrchovými elektrodami při spontánní aktivitě svalů. Elektrody by měly být snadno přemístitelné. Proměřována bude celá plocha předloktí. Proměřovaný subjekt bude opakovaně provádět určitý pohyb a osoba provádějící měření bude postupně přikládat elektrody na předem určená místa. Budou zapisovány maximální hodnoty amplitudy změn myoelektrického povrchového potenciálu, jež budou naměřeny v těchto bodech za pohybu, provedeného silou a směrem jenž se výrazně neliší od předchozích. Tak budou zmapovány maximální hodnoty na celé ploše předloktí při provádění specifického pohybu. Těchto specifických pohybů by mělo být určeno a proměřeno několik. Hodnoty budou zaznamenávány do předem připravené tabulky.

Předpokládaný počet proměřovaných bodů cca. 40.

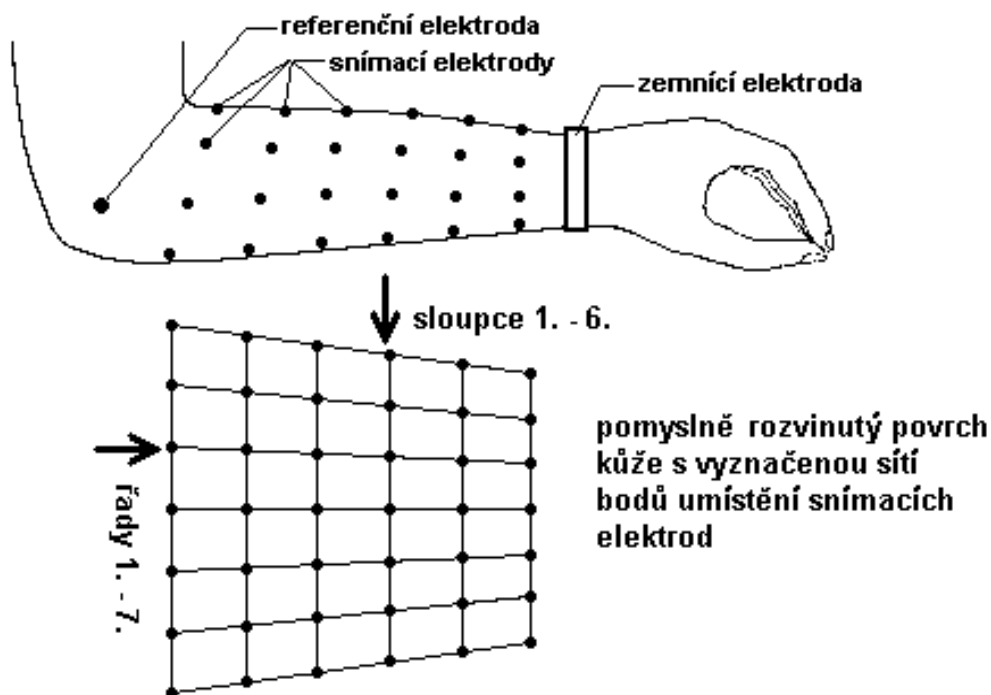
Předpokládaný počet specifických pohybů cca. 4.

Počet opakování měření cca. 3.

Počet subjektů měření cca. 5.

4.2 Umíst'ování elektrod

Dle dostupného počtu elektrod by se měření opakovalo tolikrát, až by byla proměřena celá plocha předloktí. Předpokládané jednotlivé vzdálenosti proměřovaných bodů cca. 30mm. Výsledná vzdálenost bude závislá na tělesné stavbě konkrétních subjektů měření.



Obr. 4.1.: Náčrt horní končetiny s vyznačením snímacích bodů

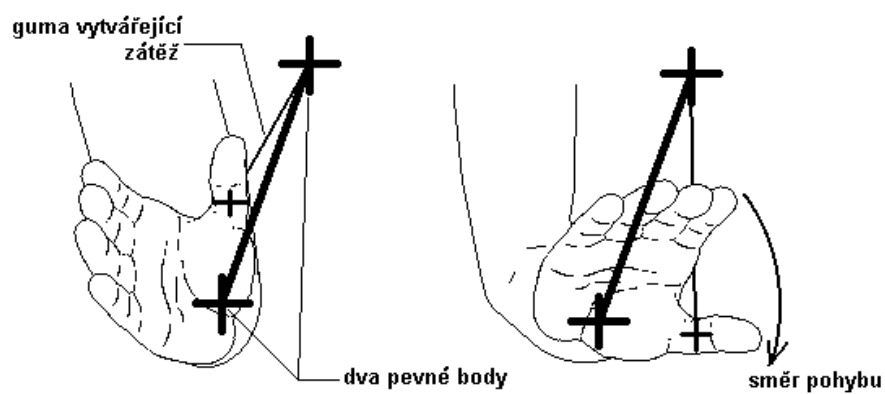
4.3 Pohyby horní končetiny za předloktím

Zdravá končetina je schopna vykonávat 11 samostatných pohybů:

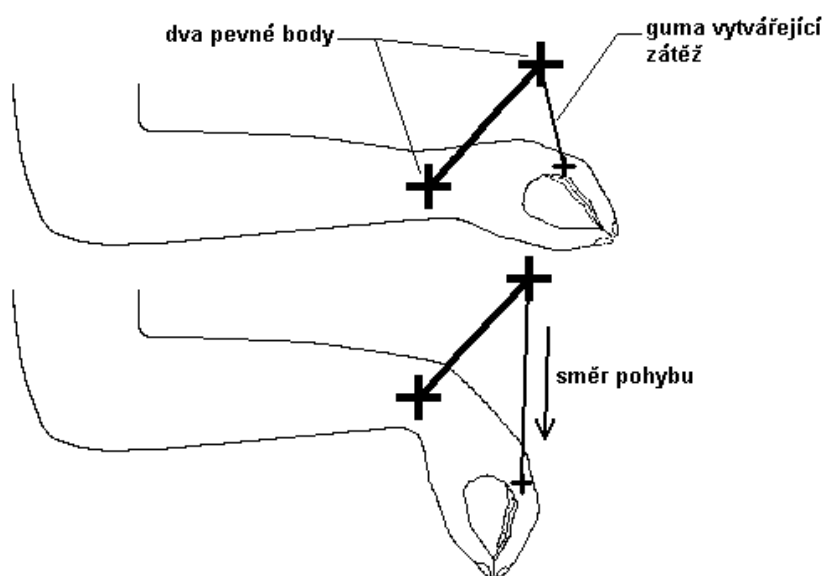
- 1/ rotaci (pronaci a supinaci) předloktí,
- 2/ naklápění (radiální a ulnární dukci) zápěstí,
- 3/ ohyb (palmární a dorsální flexi) zápěstí,
- 4/ sevření a rozevření (addukce a abdukce) vějíře prstů,
- 5/ ohyb a napřímení (flexe a extenze) prstů,
- 6/ natočení (dukce) palce,
- 7/ ohyb a napřímení palce v prvním (metakarpálním) kloubu,
- 8/ ohyb a napřímení celého palce.
- 9/ ohyb a napřímení prstů v 1. Kloubu,
- 10/ ohyb a napřímení prstu každého samostatně,
- 11/ sevření a rozevření prstů ve vějíři každého samostatně.

Při samotném měření pak použijí následující pohyby:

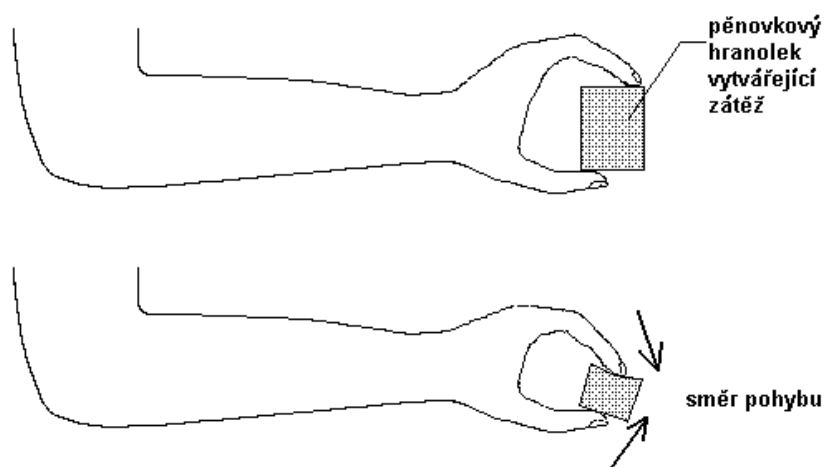
- 1/ rotaci předloktí
- 2/ ohyb zápěstí
- 3/ sevření, neboli úchop (ten zhruba sestává z pohybů 5, 6 a 9)



Obr. 4.2.: Rotace



Obr. 4.3.: Ohyb



Obr. 4.4.: Sevření

4.4 Provedená měření

4.4.1 Popis prováděných měření

Byla provedena měření při třech základních typech pohybů: rotace zápěstí, ohyb zápěstí a úchop. Měření byla pro každý z těchto pohybů na každém ze subjektů třikrát opakována. Bylo použito pět subjektů. Celkově tedy bylo provedeno 45 měření. Měření byla prováděna na dvou nezávislých pracovištích. Na oddělení Neurologie v Baťově nemocnici ve Zlíně, kde byly proměřeny tři subjekty a na Neurologické klinice Fakultní nemocnice v Brně Bohunicích, kde byly proměřeny subjekty dva. Na obou pracovištích byly k dispozici obdobná zařízení i materiál. Byly použity Elektromyografy od firmy DANTEC. Dále byla použita vždy jedna zemní elektroda, jedna povrchová referenční elektroda a jedna povrchová snímací elektroda.

Princip získávání naměřených hodnot

Výstupem elektromyografu DANTEC je grafické vyjádření souboru impulsů, tzv. sumační interferenční vzorec. Jeho hodnoty jsou zatíženy určitým šumem. Pro jednoznačné odečítání amplitud naměřených hodnot bylo třeba využít filtru pro odstranění těchto šumů. V rámci myografu DANTEC bylo možno nastavit filtrování hodnot lineárním konvolučním filtrem typu dolní propust.

Lineární konvoluční filtry pracují tak, že nahrazují zpracovávanou hodnotu lineární kombinací hodnot ležících v jejím okolí. Hodnoty koeficientů této lineární kombinace jsou dány tzv. konvolučním vektorem $\mathbf{c}=(c_i)$. Předpokládejme, že vektor \mathbf{c} má lichý počet prvků, tedy dimenzi $2k + 1$. Potom platí:

$$a_o(x) = \sum_{i=-k}^k a_i(x + i) \cdot c_i + D \quad (4.1)$$

kde $a_i(x)$ značí původní naměřené hodnoty (input) a $a_o(x)$ značí hodnoty zpracované (output). Aditivní konstanta D (displacement) slouží k posunu hodnot do středu dynamického rozsahu.

Nízkofrekvenční lineární filtry známé jako „dolní propust“ lze použít k potlačení aditivního šumu, který se v signálu vyskytuje a vyznačuje se tím, že je právě na vysokých frekvencích signálu.

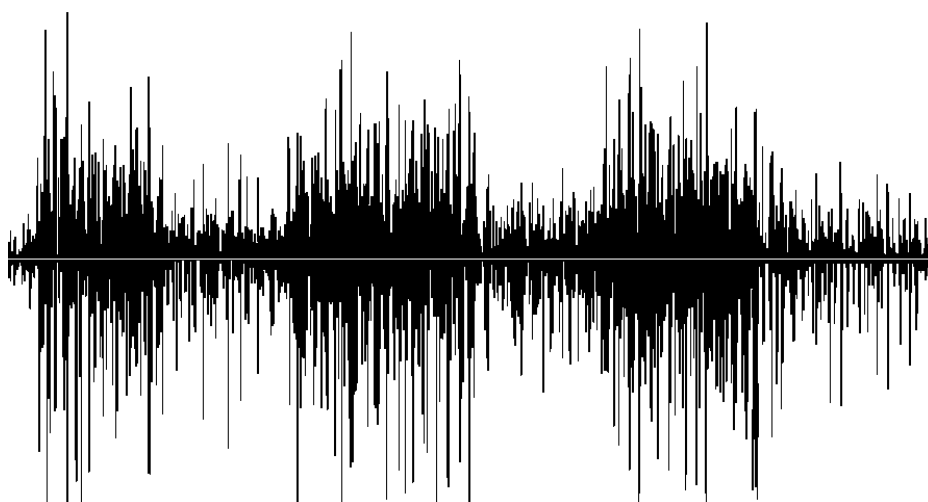
Filtr typu dolní propust se vyznačuje tím, že potlačuje vysoké prostorové frekvence. V elektromyografu DANTEC je implementován filtr typu dolní propust s velikostí okolí 3, jehož vektor \mathbf{c}_N a konstanta D jsou následující:

$$\mathbf{c}_N = \left[1/5 \ 1/5 \ 1/5 \ 1/5 \ 1/5 \right]$$

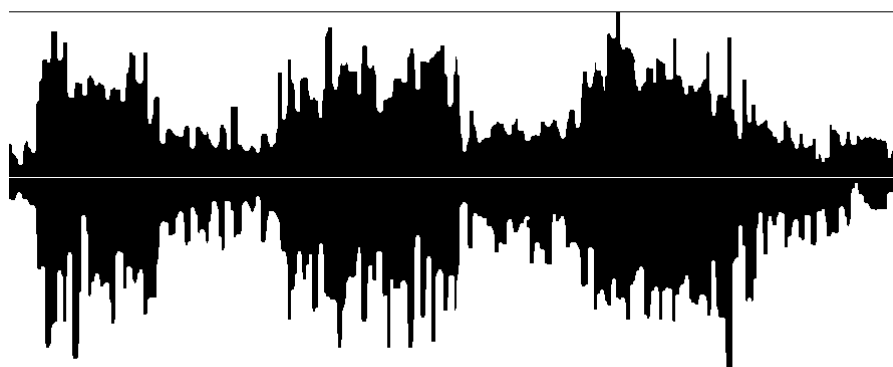
$$D = 0$$

a index_N značí nízkofrekvenční vektor.

K potlačení šumu je použito v tomto případě aritmetického průměru pěti nejbližších hodnot. Zmíněný způsob zpracování hodnot je pak aplikován na výstupní hodnoty opakovaně. Výsledné hodnoty je pak z grafického výstupu možno jednoznačně odečítat.



Obr. 4.5.: Výstup před aplikováním lineárního konvolučního filtru



Obr. 4.6.: Výstup po aplikování lineárního konvolučního filtru

4.4.2 Cíl měření

Cílem měření bylo zmapování svalové aktivity kosterních svalů v předloktí, při provádění základních pohybů. Výslednými hodnotami měření jsou maximální hodnoty elektrických povrchových potenciálů, naměřených v určených bodech na předloktí proměřovaných subjektů při provádění určeného pohybu. Hodnota odečítaná z displeje elektromyografu je v lékařské praxi označována jako maximální amplituda sumačního interferenčního vzorce.

5 HLAVNÍ VÝSLEDKY PRÁCE

Naměřené hodnoty jsou uváděny v mikrovoltech [μV]. Jsou zapisovány do šesti sloupců a sedmi řad, kdy řady a sloupce v tabulkách odpovídají řadám a sloupcům proměřovaných bodů na předloktí subjektů, jak je vyznačeno na obr. 29.

V tomto textu jsou uvedeny hodnoty a prováděn rozbor pouze u prvního subjektu. Další hodnoty, grafy a zpracování měření jsou uvedeny v dizertační práci.

Měření č.1:

Rotace v zápěstí u subjektu č.1, 1. měření.

ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	650	650	600	600	650	700
r2	1200	650	550	550	600	600
r3	425	375	450	450	650	550
r4	550	450	450	450	475	850
r5	550	475	475	525	600	750
r6	450	400	450	450	500	575
r7	350	500	600	550	550	500

Měření č.2:

Rotace v zápěstí u subjektu č.1, 2. měření.

ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	675	700	600	625	650	700
r2	1300	525	525	550	650	600
r3	450	450	450	500	700	600
r4	600	500	450	450	500	750
r5	600	450	500	500	550	675
r6	425	400	425	450	600	525
r7	350	425	625	550	550	475

Měření č.3:

Rotace v zápěstí u subjektu č.1, 3. měření.

ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	700	650	650	575	650	700
r2	1200	625	550	550	600	650
r3	500	425	425	450	650	600
r4	575	475	450	475	500	800
r5	550	525	500	500	600	700
r6	425	425	450	475	575	600
r7	400	500	625	525	550	500

Měření č.4:

Ohyb zápěstí u subjektu č.1, 1. měření.

ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	475	375	400	450	425	425
r2	550	450	475	450	550	425
r3	450	425	600	750	550	500
r4	1000	850	650	800	500	500
r5	575	550	475	450	425	475
r6	400	350	350	400	400	550
r7	375	400	425	400	425	450

Měření č.5:

Ohyb zápěstí u subjektu č.1, 2. měření.

ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	450	425	425	450	400	425
r2	525	450	450	425	500	400
r3	425	475	550	700	575	525
r4	900	750	600	675	600	500
r5	600	550	600	450	500	525
r6	400	400	350	425	450	550
r7	350	400	425	400	450	450

Měření č.6:

Ohyb zápěstí u subjektu č.1, 3. měření.

ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	425	425	425	450	425	450
r2	550	425	500	525	500	425
r3	450	450	650	700	550	525
r4	950	750	650	750	650	500
r5	600	600	550	450	500	525
r6	400	375	400	450	425	525
r7	325	375	425	375	425	450

Měření č.7:

Úchop u subjektu č.1, 1. měření.

ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	400	600	550	350	300	350
r2	320	300	250	270	300	350
r3	300	400	400	330	320	350
r4	350	500	420	450	350	350
r5	325	325	350	400	350	400
r6	400	325	400	400	450	425
r7	425	700	650	325	400	450

Měření č.8:

Úchop u subjektu č.1, 2. měření.

ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	450	550	600	300	300	400
r2	300	250	230	250	300	350
r3	250	350	350	300	350	320
r4	350	480	400	400	325	325
r5	300	300	350	400	400	400
r6	375	375	375	375	420	400
r7	450	650	625	300	375	400

Měření č.9:

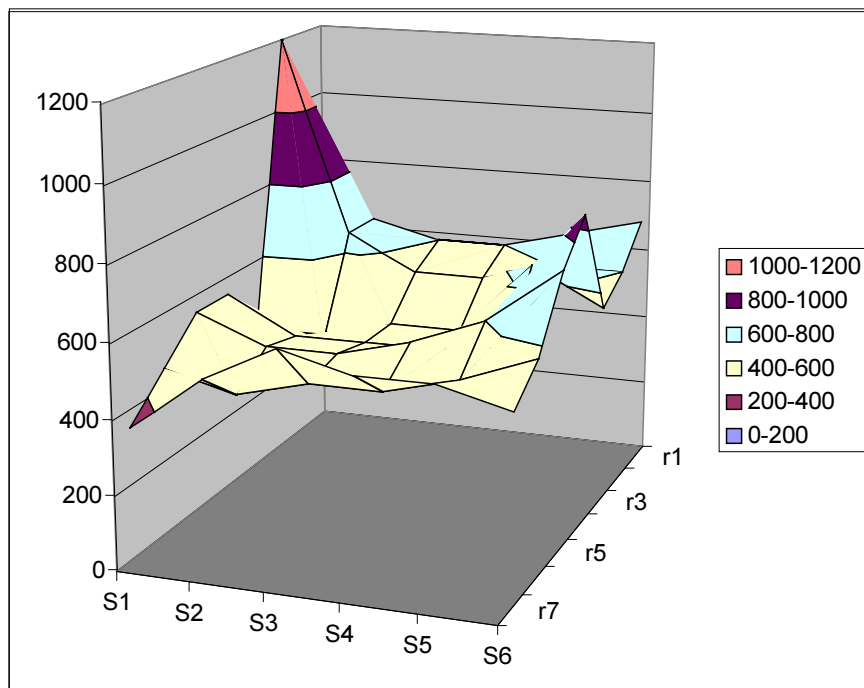
Úchop u subjektu č.1, 3. měření.

ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	500	550	550	350	300	350
r2	310	240	240	225	250	350
r3	270	400	350	300	320	330
r4	350	500	420	420	325	300
r5	300	325	325	375	375	425
r6	375	375	375	400	457	450
r7	425	650	625	325	375	400

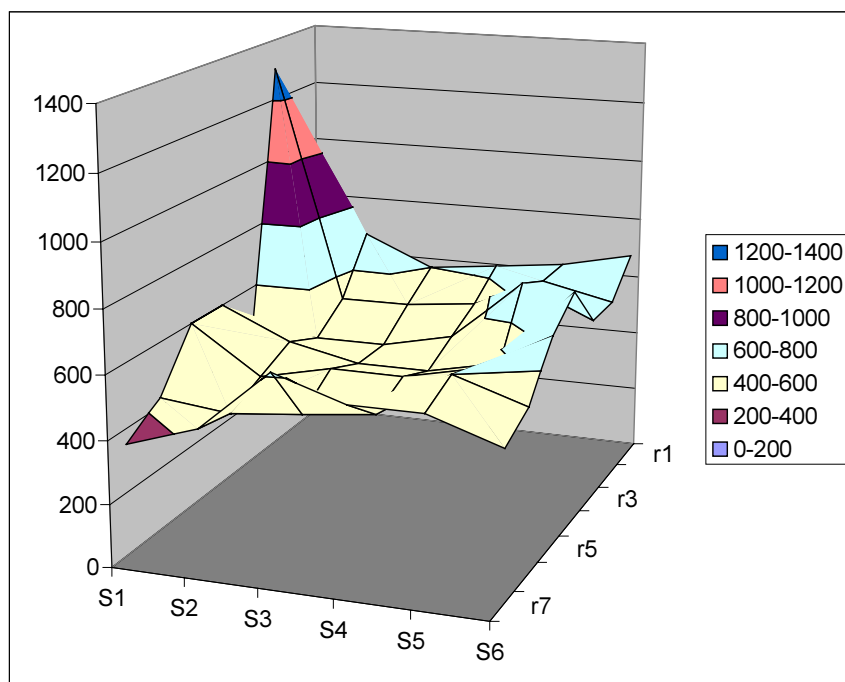
5.1 Vyhodnocení naměřených hodnot

5.1.1 Grafické znázornění naměřených hodnot u subjektu č. 1

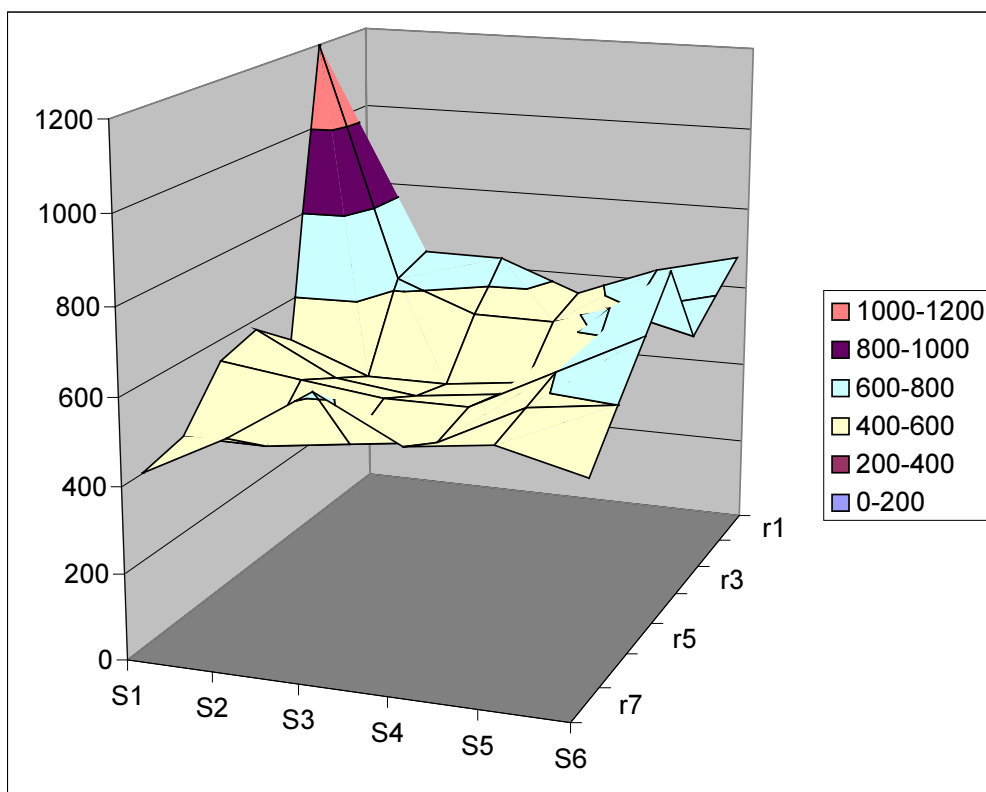
S využitím 3D povrchového grafu. Tento graf zachycuje trend hodnot ve dvou rozměrech spojitou křivkou.



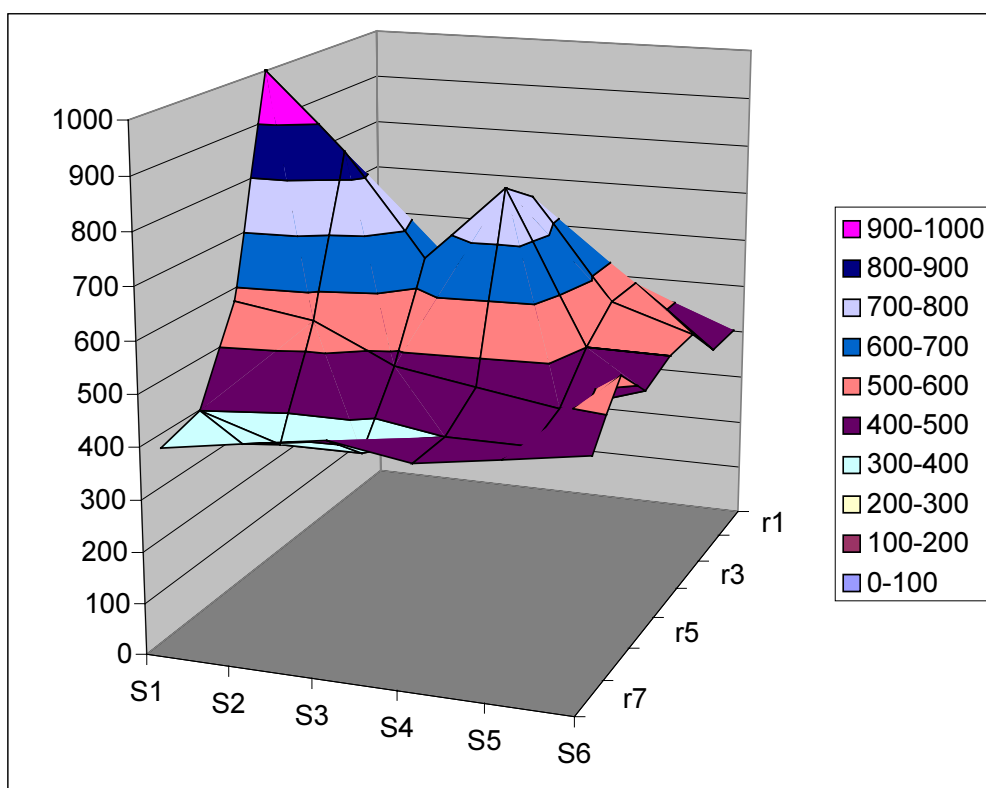
Graf č.1: Rotace v zápěstí u subjektu č.1, 1. měření.



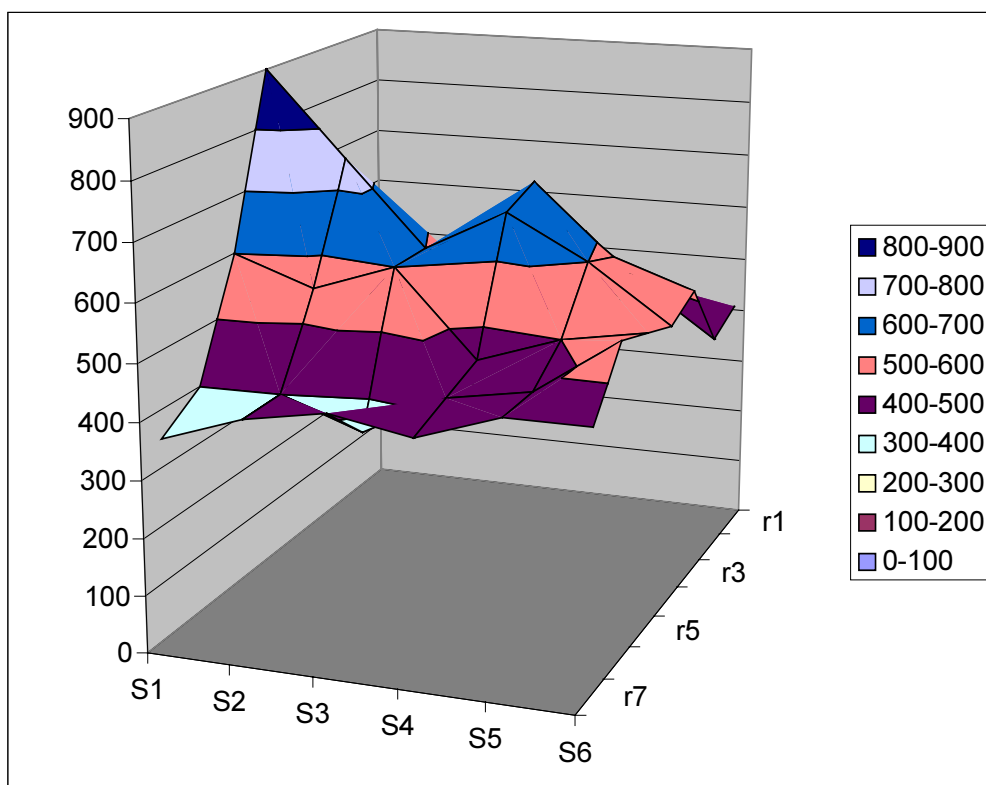
Graf č.2: Rotace v zápěstí u subjektu č.1, 2. měření.



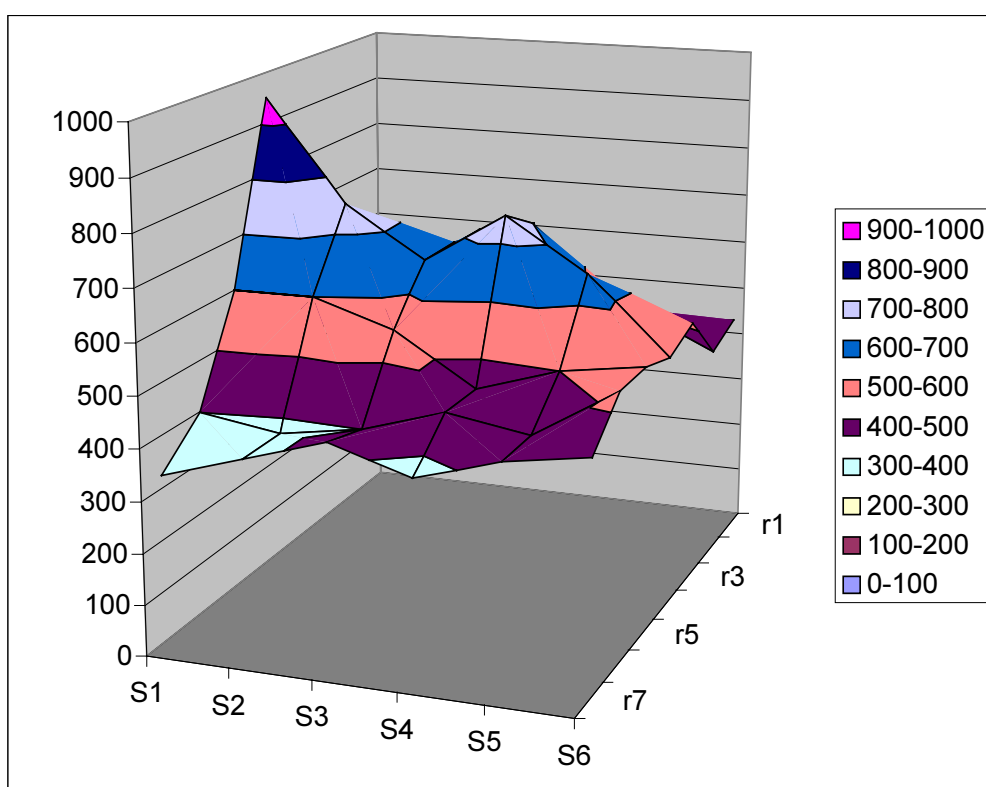
Graf č.3: Rotace v zápěstí u subjektu č.1, 3. měření.



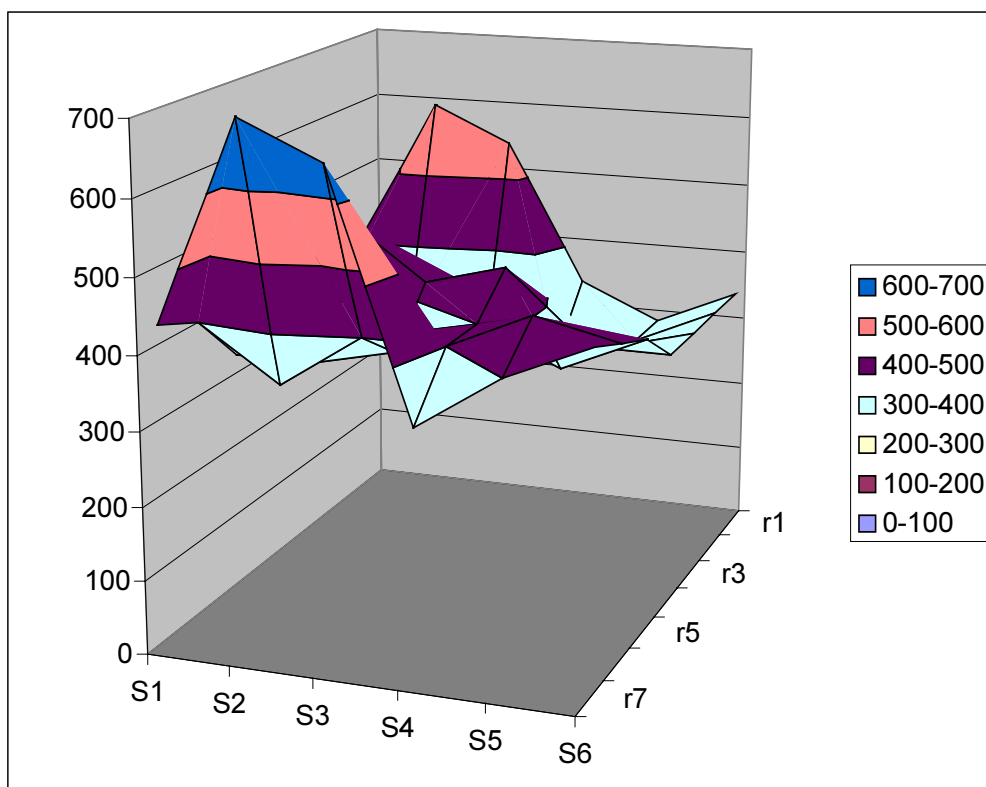
Graf č.4: Ohyb zápěstí u subjektu č.1, 1. měření.



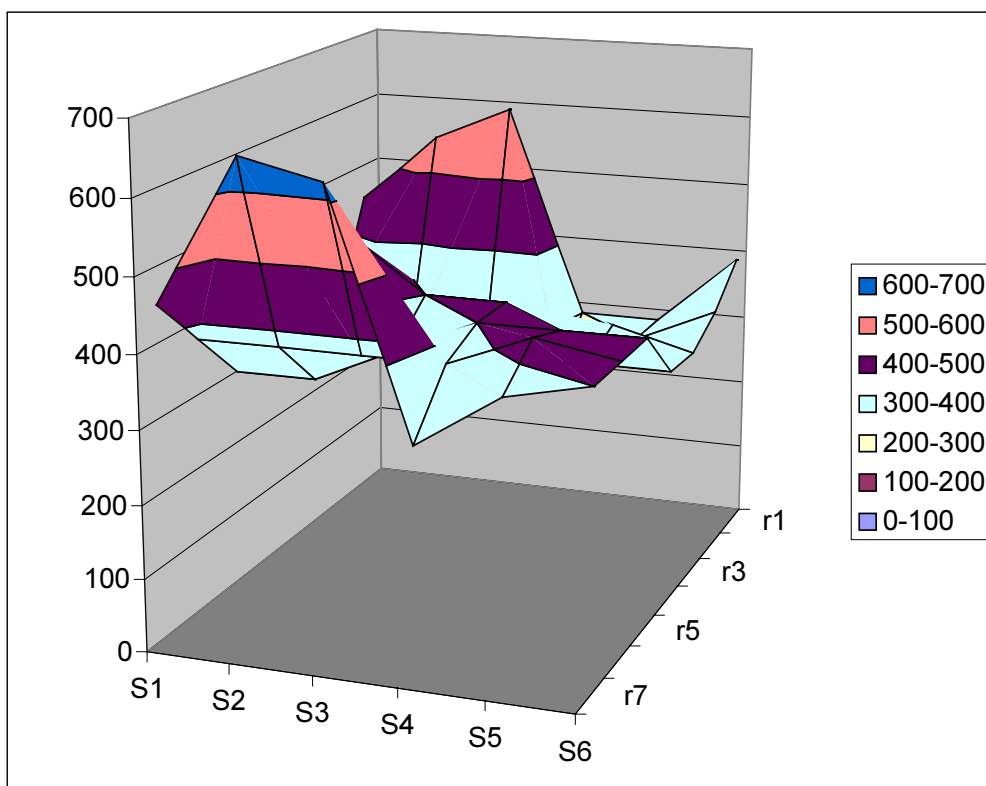
Graf č.5: Ohyb zápěstí u subjektu č.1, 2. měření.



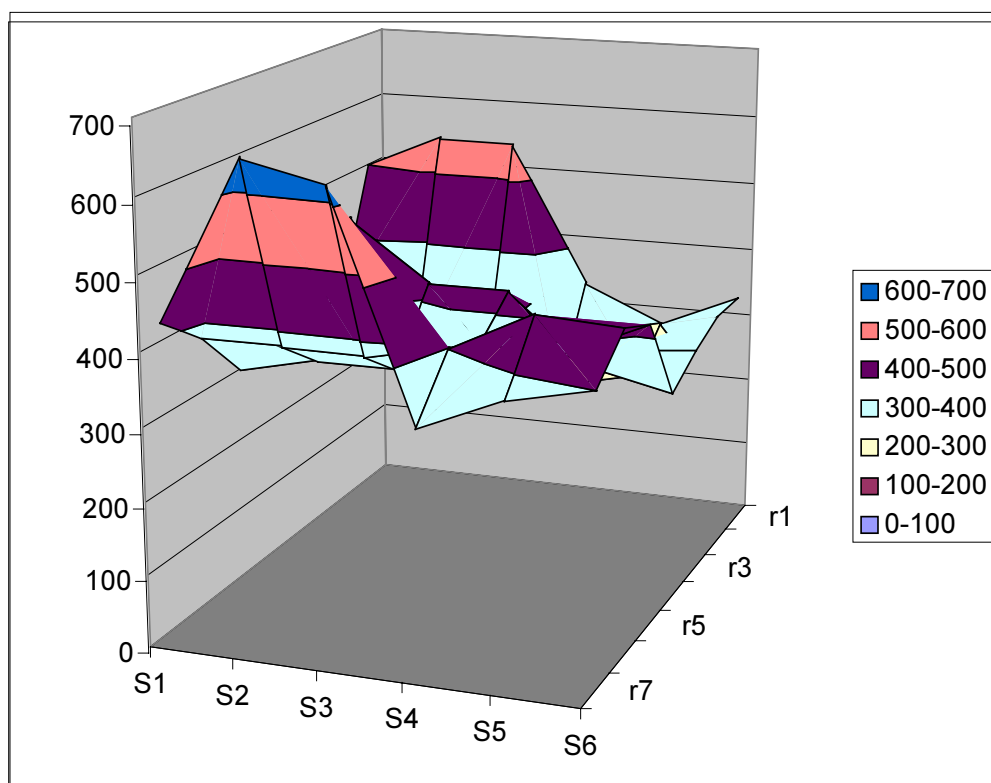
Graf č.6: Ohyb zápěstí u subjektu č.1, 3. měření.



Graf č.7: Úchop u subjektu č.1, 1. měření.



Graf č.8: Úchop u subjektu č.1, 2. měření.



Graf č.9: Úchop u subjektu č.1, 3. měření.

5.1.2 Zpracování hodnot rotace v zápěstí u subjektu č.1

Výpočet aritmetického průměru

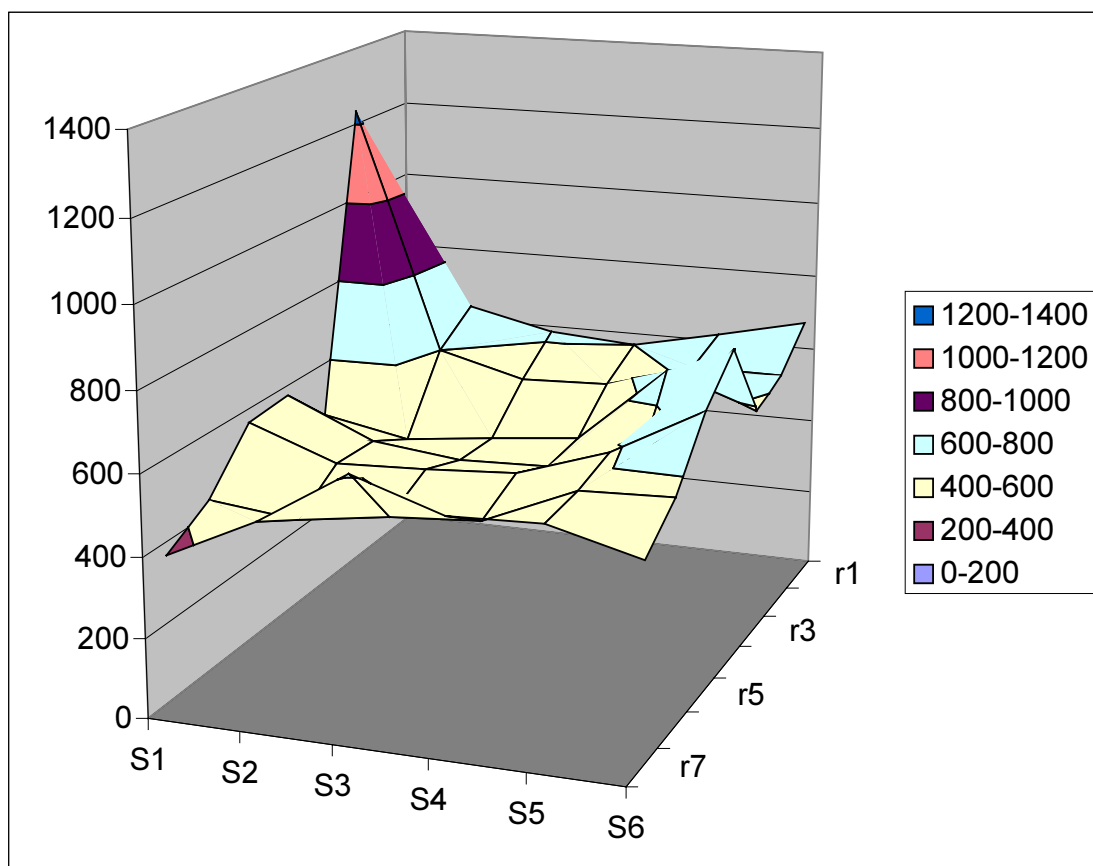
Průměrné hodnoty v jednotlivých snímacích bodech jsou vypočteny vždy z prvního, druhého a třetího měření jednotlivých pohybů u jednotlivých subjektů. Výsledné hodnoty jsou zaokrouhleny na celá čísla.

Průměry hodnot rotace v zápěstí u subjektu č.1:

Hodnoty jsou zaokrouhleny na celá čísla.

ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	675	667	617	600	650	700
r2	1233	600	542	550	617	617
r3	458	417	442	467	667	583
r4	575	475	450	458	492	800
r5	567	483	492	508	583	708
r6	433	408	442	458	558	567
r7	367	475	617	542	550	492

Grafické vyjádření:



Graf č. 10: Průměry hodnot rotace v zápěstí u subjektu č.1

Výpočet střední hodnoty

Určováním aritmetického průměru bude výhodné zpracovávat hodnoty v budoucnu, při vyhodnocení obsáhlejších souborů konkrétních měření u konkrétního pacienta. Vzhledem k nízkému počtu měření u jednotlivých subjektů bude v této práci pro další zpracování lépe použít středních hodnot (mediánu). Bude tak vyšší pravděpodobnost vyloučení chybných hodnot v měření. Seřadíme tedy tři naměřené hodnoty pro každý z proměřovaných pohybů u jednotlivých subjektů podle velikosti. Vybereme-li prostřední z těchto hodnot, výrazně zvýšíme pravděpodobnost, že dále nebudeme počítat s hodnotou zatíženou významnou chybou.

Střední hodnoty rotace v zápěstí u subjektu č.1:

ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	675	650	600	600	650	700
r2	1200	625	550	550	600	600
r3	450	425	450	450	650	600
r4	575	475	450	450	500	800
r5	550	475	500	500	600	700
r6	425	400	450	450	575	575
r7	350	500	625	550	550	500

Určení maximálních a minimálních hodnot

Maximální hodnoty rotace v zápěstí u subjektu č.1:

ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	700	700	650	625	650	700
r2	1300	650	550	550	650	650
r3	500	450	450	500	700	600
r4	600	500	450	475	500	850
r5	600	525	500	525	600	750
r6	450	425	450	475	600	600
r7	400	500	625	550	550	500

Minimální hodnoty rotace v zápěstí u subjektu č.1:

ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	650	650	600	575	650	700
r2	1200	525	525	550	600	600
r3	425	375	425	450	650	550
r4	550	450	450	450	475	750
r5	550	450	475	500	550	675
r6	425	400	425	450	500	525
r7	350	425	600	525	550	475

Určování mezních hodnot

Pro jednoznačnou identifikaci map EMG je třeba zvolit spolehlivou metodu určování mezních hodnot. Tyto mezní hodnoty mohou být pro další použití zpřesňovány, ale nyní je třeba určit takové, které budou odpovídat naměřeným hodnotám.

Vypočítáme-li průměrnou odchylku naměřených hodnot, získáme průměrnou hodnotu absolutních odchylek datových bodů od jejich střední hodnoty. Zpětným přičtením trojnásobku kladné a záporné průměrné odchylky ke střední hodnotě získáme pak hodnoty mezní. Při vyšším počtu měření je pak výhodnější vycházet z aritmetického průměru naměřených hodnot \bar{x} , kde N je celkový počet použitých naměřených hodnot.

Vzorec pro výpočet mezní odchylky:

$$L = P/N \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^N (x - x_i)^2} \quad (5.1)$$

Hledanými mezními hodnotami pak jsou: $\langle x - L ; x + L \rangle$,

kde \bar{x} je aritmetický průměr a je vypočítán:

$$\bar{x} = 1/N \cdot \sum_{i=1}^N x_i \quad (5.2)$$

Parametr P nyní volíme 3, ale při dalším vyhodnocování by měl být volitelný podle konkrétních výsledků u každého z vyhodnocovaných subjektů. Změnou tohoto parametru se bude v budoucnu provádět ladění citlivosti protézy na konkrétního pacienta.

Další možností je využít rozptyl náhodné veličiny, jejíž odhad vypočteme ze statistického souboru měření v daném bodě. Tento rozptyl vynásobený předem danou konstantou pak může být opět využit pro určení mezních hodnot nutných pro identifikaci map EMG.

Maximální mezní hodnoty pro rotaci v zápěstí u subjektu č.1:

Hodnoty jsou zaokrouhleny na celá čísla.

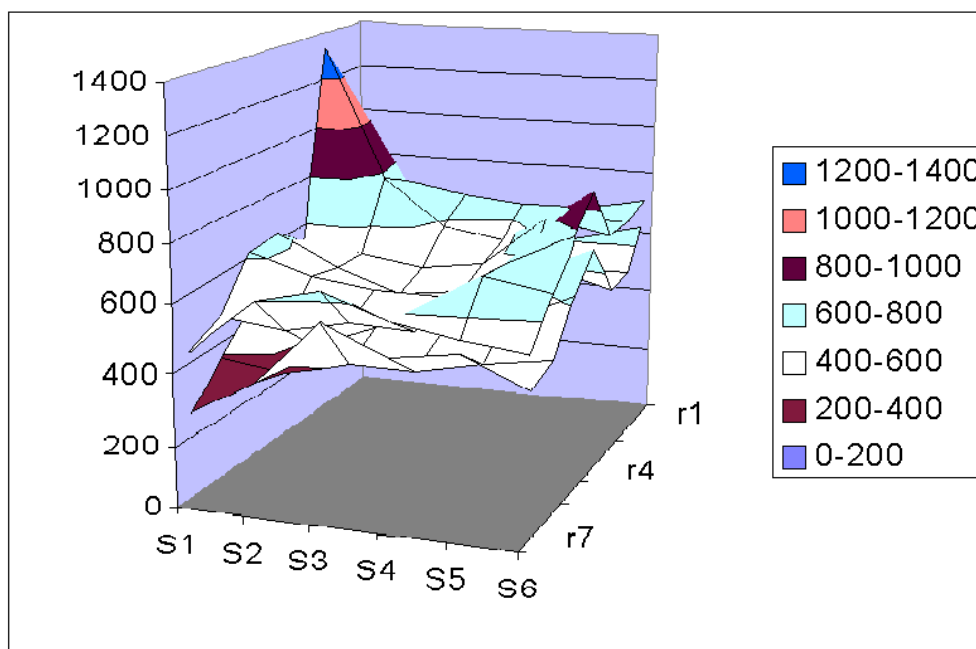
ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	725	717	667	650	650	700
r2	1333	775	583	550	667	667
r3	533	508	483	517	717	667
r4	625	525	450	483	533	900
r5	617	558	533	533	667	783
r6	458	433	483	483	692	658
r7	417	600	658	583	550	533

Minimální mezní hodnoty pro rotaci v zápěstí u subjektu č.1:

Hodnoty jsou zaokrouhleny na celá čísla.

ŘADY \ SLOUPCE	s1	s2	s3	s4	s5	s6
r1	625	583	533	550	650	700
r2	1067	475	517	550	533	533
r3	367	342	417	383	583	533
r4	525	425	450	417	467	700
r5	483	392	467	467	533	617
r6	392	367	417	417	458	492
r7	283	400	592	517	550	467

Graf s vyznačením mezních hodnot:



Graf č. 11: Mezní hodnoty pro rotaci v zápěstí u subjektu č.1

5.2 Kontrolní výpočty

Porovnáním naměřených hodnot pro jednotlivé pohyby u stejných subjektů s různými mezními hodnotami příslušnými různým pohybům bylo prokázáno, že pouze právě hodnoty měření pro příslušný pohyb nepřekračují mezní hodnoty pro příslušný pohyb. U ostatních pak byly zaznamenány přesahy příslušných mezí.

5.3 Získané výsledky

Po vyhodnocení měření lze tvrdit, že je možné určit obalové mapy EMG maximálních a minimálních hodnot. Opakované stejné pohyby pak budou u jednoho měřeného subjektu vykazovat měrné hodnoty, jež se budou pohybovat v rozmezí určených obalových map. Tato vymezená pásma pak budou nezaměnitelná pro jiné pohyby i měřené subjekty.

Dá se předpokládat, že je možné nalézt další pohyby, jejichž mapy EMG jsou dostatečně jednoznačné a jejichž tvar je natolik nezaměnitelný, aby byly využitelné jako určitý povel. Na základě sady těchto povelů je pak možné řízení složitějších myoelektronických zařízení, jež budou schopny vykonávat více samostatných pohybů.

Za předpokladu, že obdobné hodnoty budou měřitelné i u snímání map EMG na pahýlu předloktí lze pak tvrdit, že navrhovaný princip mapování EMG lze využít k řízení myoelektronické náhrady horní končetiny.

6 Závěr

6.1 Porovnání dosažených výsledků se zadáním v tezích

Původním předpokladem a závěrem tezí k této dizertační práci bylo dokončení celého vývoje náhrady horní končetiny. Předpokládalo se dokončení práce včetně sestavení funkčního prototypu náhrady. Tyto závěry byly však již při obhajobě tezí shledány jako nereálné v rámci jedné dizertace. Původní znění zadání jako „Mechatronická náhrada horní končetiny člověka, řízená volní aktivitou“, bylo tedy změněno. Výsledný název předložené práce „Příspěvek k řešení řízení náhrady horní končetiny člověka volní aktivitou“ vzešel z názoru komise, že podstatným úkolem je potvrzení teorie využitelnosti mapování EMG a analýza dalších nutných kroků.

6.2 Zhodnocení dosažených výsledků

Výsledky měření potvrdily původní předpoklad. Dokládají, že na povrchu předloktí jsou při vykonávání určitých pohybů měřitelné elektrické potenciály a jsou do jisté míry stejné. Byl předložen způsob jejich vyhodnocování, jímž je možné tyto pohyby vzájemně rozlišit a identifikovat. Identifikace je prováděna na principu porovnávání celých map EMG ze sítě měřících bodů na povrchu předloktí. Tento systém mapování EMG za účelem získávání řídicích signálů pro řízení technického zařízení nebyl v jiné práci publikován. Tato práce se dále zabývá rozborem dalšího postupu, jenž by vedl k úspěšnému dokončení vývoje funkční náhrady horní končetiny pracující na předkládaném principu. V průběhu sestavování předkládané práce byly navázány kontakty s pracovišti, jež jsou schopny se na dalším vývoji podílet a s prováděným výzkumem jsou seznámeny. Tato práce vytváří základ další možné spolupráce pracovišť z oborů strojírenství, elektrotechniky a lékařství, za účelem vývoje veřejně prospěšného zařízení, jež má možnost být v oblasti protetiky ojedinělé i v zahraničí. Dává také prostor pro využití volního řízení i mimo protetiku.

7 SUMMARY

7.1 Introduction

The suggested principle of technology control by biological pulses would surely find a number of applications. This project focuses on the arm/hand prosthesis control. The core of the project was to verify the basic theory of the "EMG mapping", which is an assumption in the area of measuring the surface myopotentials. Electromyodiagramy has been used as the method to verify the theory. This method detects the electrical activity (EMG) of skeleton muscles. The extent of muscle activities can then be assumed on the basis of the measured EMG values.

7.2 Measuring of the Surface EMG signals

Some form of control signal is needed to control an arm prosthesis. We have decided to obtain them by measuring the electrical activity of the muscle remnants in the forearm stump. Further different control signals are needed to control further different motions. Such signals must be unique in order to perform a certain motion. A specific shape of myoelectric activity distribution around the stump may be such a unique signal. Let us call such a distribution pattern an **EMG map**.

Test measurements of spontaneous EMG arm activity have been performed. The measurements took place on typical motions, (i.e. the most frequent ones in everyday life), simulated under laboratory conditions.

The purpose of this measuring was to determine whether the EMG maps are the same for the same specific motion of individual measured subjects, and whether they repeat. We were searching for a model EMG map that would appear in these motions. By unique identification of specific map agreement with the model EMG map, we obtain the unique control signal.

For our purpose – the compiling of EMG maps – the arm stump can be replaced by a normal healthy arm. Its apparent advantage is the possibility to visually check the activated muscle contractions as motions of the controlled limb. For this reason, healthy people with fully functional arms/hands were used in this research phase. They were selected randomly out of individuals with no marks from serious injuries and with different muscle volumes.

The measurements were carried out by surface electrodes, measuring spontaneous muscle activities. The whole forearm surface was measured. The measured person repeatedly performed a certain motion with electrodes attached to gradually to different pre-defined spots. Maximum values achieved on these spots for specific muscle-generated motions that did not differ significantly from the previous ones were recorded. In this way the maximum values of a specific motion were mapped throughout the forearm surface. Several of such specific motions were measured.

7.3 Parameters and measuring process

Number of measured subjects: 5.

Number of measured points: 42 (7 rows × 6 columns).

Number of specific motions: 3 (forearm rotation, wrist bend, grip)

Number of repeat measurements: 3.

Distance of measured points approx. 30mm. The accurate distance depends on the body size of the particular measured subject.

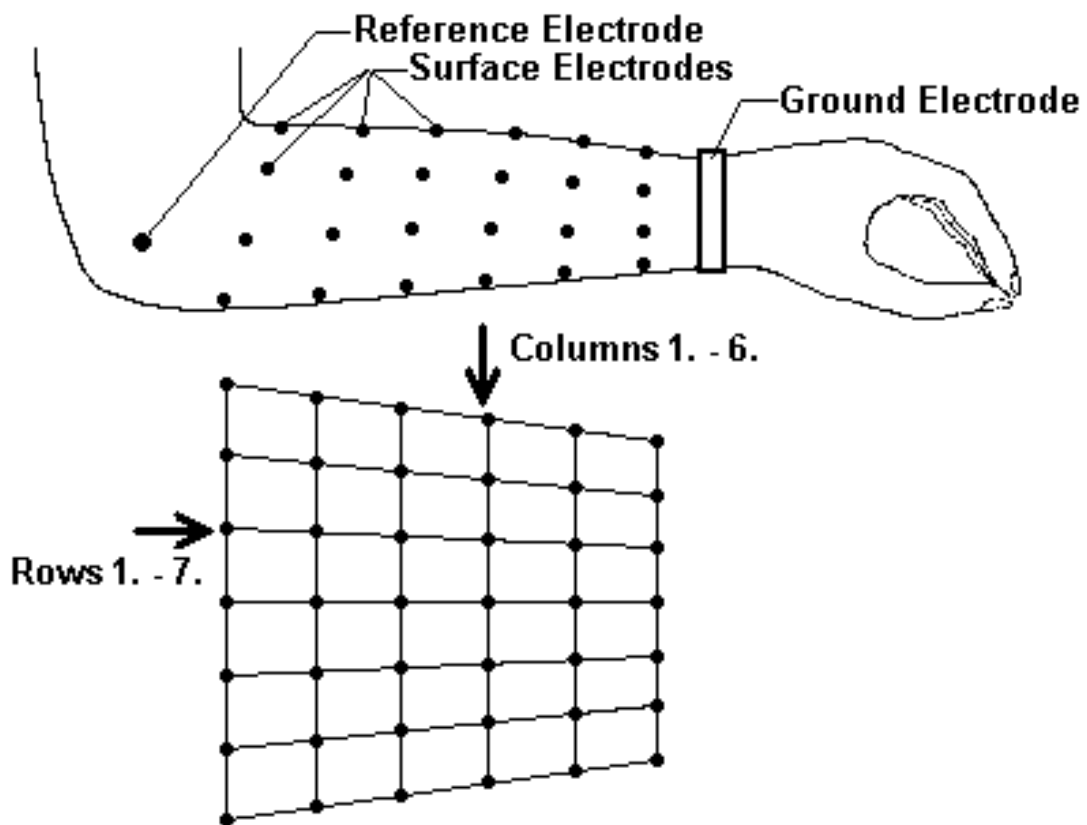


Fig. 7.1: Diagram of an arm with measuring points

45 measurements were made in total. The measuring took place in two mutually independent laboratories. The Department of neurology, Bata Hospital in Zlín launched measurements of three subjects, and the neurological clinic at the Teaching Hospital in Brno–Bohunice launched two. Both laboratories used comparable equipment and materials. These included DANTEC electromyodiagrams and one earthing electrode, one surface reference electrode and one surface measuring electrode for each measurement.

Fig. 2 shows one of the specific motions measured:

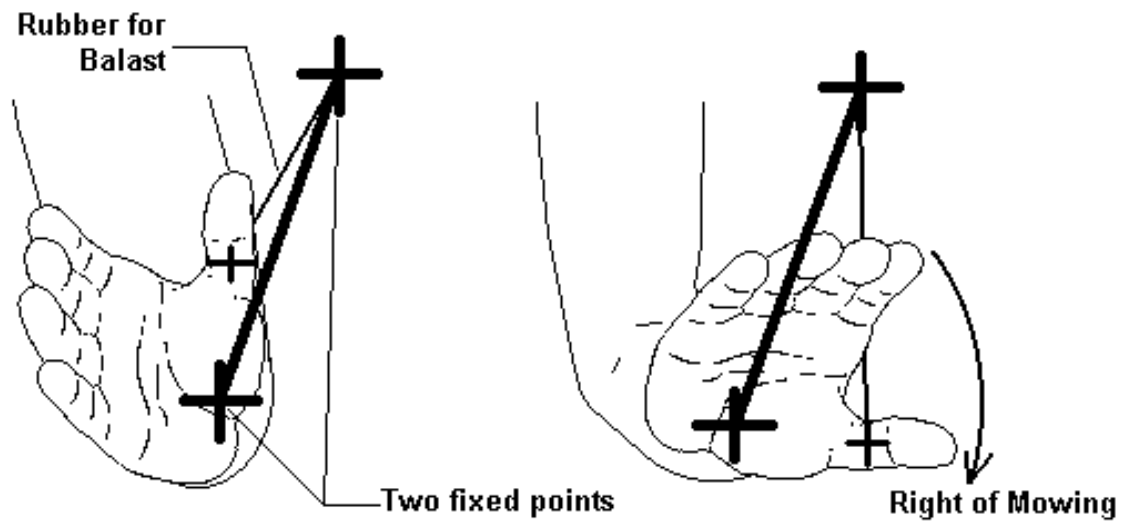


Fig. 7.2: Example of specific motion – wrist rotation

The measured values are in microvolts [μV]. They were recorded in six columns (s1 to s6) and seven rows (r1 to r7) so that the rows and columns in diagrams 1 to 10 match the rows and columns of measured points on the forearms – according to the developed surface in Fig. 1.

7.4 Evaluation of Values from Subject 1's Wrist Rotation

A reliable method for determining the limiting values needs to be selected for a unique identification of EMG maps. These values can be further refined by additional measurements but for the moment limit values which correspond with measured values were specified.

If we calculate the average deviation of the measured figures, we obtain the average value of the absolute deviation of data points from their mean value. The limit value is then calculated by adding the tripled value of the positive and negative average deviation to the mean value.

A comparison of the measured values from different motions of the same subjects with different limit values corresponding with different motions confirmed that, only the values measured on the specific motion do not exceed the limits for that particular motion. The others showed exceeding of the corresponding limits

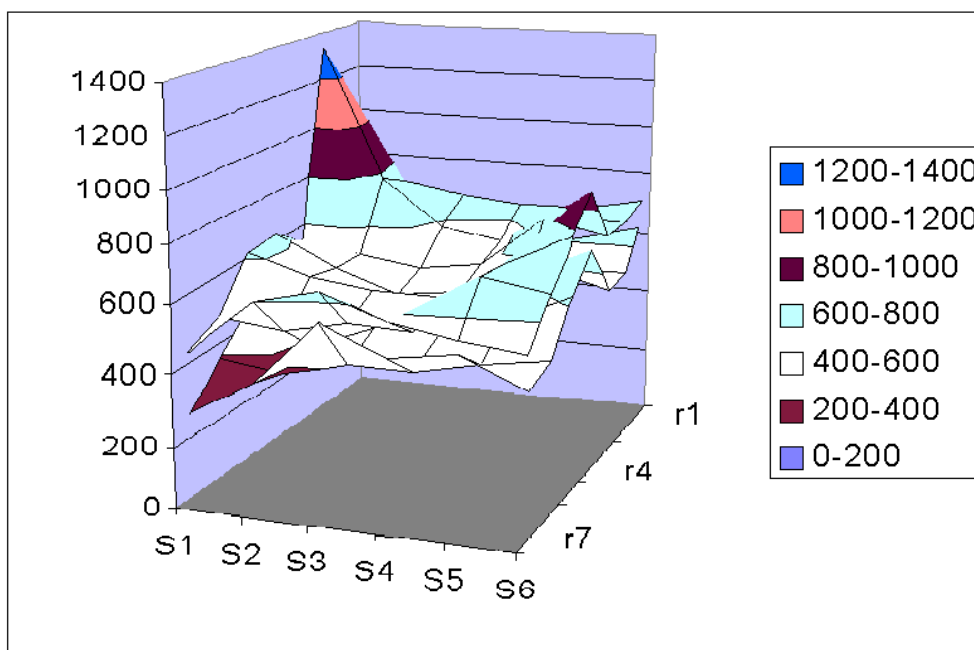


Diagram 1.: Subject No. 1 – limit values for wrist rotation

7.5 Applicable Results

Having the measured values evaluated, we can say that it is possible to specify the "envelope" EMG maps of maximum and minimum values. The same repeated motions of one subject show values that vary within the envelope maps. These delimited segments will then be unique and without a risk of confusing their values for those of other motions or subjects.

An assumption can be made that further motions with sufficiently specific EMG maps will be found, having a shape that will make them unique, so that they will be able to serve as specific commands. A set of such commands will then be able to control more complex myoelectronic and other mechatronic technologies, capable of performing more independent motions.

Provided that similar EMG map values will be measurable on a forearm stump, it can be concluded that the suggested principle of EMG mapping can be used for controlling myoelectrical arm/hand prostheses.

7.6 Acknowledgements

I would like to thank to all whose contributions have made it possible to achieve these results, namely to MUDr. Josef Bednařík, CSc., from Neurological clinic of Teaching Hospital in Brno–Bohunice; MUDr. Igor Hónig, from Department of Neurology, T. Bata Hospital in Zlín; and the tutor of my PhD thesis Doc. Ing. Zdeněk Kolíbal, CSc., head of the Institute of Production Machines, Systems and Robotics, Faculty of Mechanical Engineering, Brno University of Technology.

8 LITERATURA

- [1] BARRETT, J.: Linear Actuators. Eureka on Campus (Periodical), UK, s. 18-19, Spring 1995.
- [2] ČELPANOV, I. B. – KOLPAŠNIKOV, S. N.: Schvaty promyšlennych robotov. Mašinstrojenie, Leningrad, SU, 1989.
- [3] ČIHÁK, R.: Anatomie 1. Avicentrum, Praha, 1987, ISBN 80-0246-2-0
- [4] DOKLÁDAL, M.: Systematická anatomie I. Skriptum, Univerzita J.E. Purkyně, Brno, 1978.
- [5] ELSLEY, R. K.: Adaptive control of Prosthetic Limbs using Neural Network. IEEE IJCNN, New York, NY, USA, 1990, p. 908+984+974 vol. 3.
- [6] HIRAVA, A. – SHIMOHARA, K. – TOKUNAGA, Y.: EMG patern analysis and classification by Neural Network. IEEE Conference Proceeding, New York, NY, USA, 1989, p. 1113-15 vol. 3.
- [7] JANČA, M.: Studie biomechanické protézy. Diplomová práce, VUT-FS Brno, 1994.
- [8] KARAS, V.: Biomechanika pohybového systému člověka. UK, Praha, 1978, ISBN 80-6048-859-3
- [9] KÁRNÍK, L. - KNOFLÍČEK, R. - NOVÁK MARCINČIN, J.: Mobilní roboty, MÁRFY SLEZSKO, Opava, 2000, 212s., ISBN 80-902746-2-5
- [10] KÁRNÍK, L. - NOVÁK MARCINČIN, J.: Biorobotická zařízení, MÁRFY SLEZSKO, Opava, 1999, 184s., ISBN 80-902746-0-9
- [11] KATÓ, I.: Development of Waseda robot. University of Waseda, Tokyo, 1986.
- [12] KOLÍBAL, Z.: The adaptability of End-Effectors of Industrial Robots. In: MATAR, Czech Technical University, Prague, CZ, 1996, pp. 135-141.
- [13] KOLÍBAL, Z. – GONZÁLEZ, J. R. M.: Nuevas formas de dispositivost de agarre en robots industriales. In REVISTA DE INGENIERIA ELEKTRICA, Habana, R. de Cuba, 1990.
- [14] KOLÍBAL, Z. – HOLEC, P.: Grippers for Adaptive Robotic Assembly. In: The 9-th ISARC, Tokyo, Japan, 1992, pp. 305-311.
- [15] KOLÍBAL, Z. - KNOFLÍČEK, R.: Morfologická analýza stavby průmyslových robotů, VIENALA, Košice, Slovakia, 2000, 185s., ISBN 80-88922-27-5
- [16] KOLÍBAL, Z. - STROUHAL, M. - VONDRUŠKA, J. - TRENZ, J. - JANČA, M.: The Development of adaptable End/Effectors on the Brno University of Technology. RAAD 2000, Maribor, SI, 2000, s.221-226, ISBN 86-435-0324-X

- [17] KOLÍBAL, Z. - STROUHAL, M. - VONDRUŠKA, J. - TRENZ, J. - JANČA, M.: Vývoj biomechanických a protetických komponent na Ústavu výrobních strojů, systémů a robotiky FSI VUT v Brně. Mezinárodní vědecká konference, při příležitosti 50 let založení Fakulty strojní, Ostrava, 2000, s.24.1-24.10, ISBN 80-7078-799-6
- [18] KOSÁK, P.: Pohon manipulátorov pomocou prvkov zhotovených z materiálov s tvarovou pamäťou. Kandidátska dizertačná práca, SVŠT-FS Bratislava. 1989.
- [19] KÜHLEROVÁ, O.: Pohled do Švédska. Porozumění (časopis), 5/1992.
- [20] KÝ, : Protéza s citem. T93 - Technický magazín, Praha, Příloha T93/1993.
- [21] MISAUER, M.: Světem technických pomůcek. T93 - Technický magazín, Praha, Příloha T93/1993.
- [22] NOVÁK MARCINČIN, J.: BIOMECHANIZMY, elfa s.r.o., Košice, Slovakia, 1993, 50s., ISBN 80-7099-218-2
- [23] NOVÁK MARCINČIN, J.: Umelý sval - nekonvenčný pohon v konštrukcii robotických zariadení. Strojírenská výroba (časopis), s. 23-25, roč. 40, 4-5/1992.
- [24] NOVÁK MARCINČIN, J. - SMRČEK, J.: BIOROBOTIKA, elfa s.r.o., Košice, Slovakia, 1998, 181s., ISBN 80-88786-84-3
- [25] PHAM, D. T. – HEGINBOTHAM, W. B.: Robot Grippers. IFS (Publications) Ltd., Bedford, UK, 1986, pp. 434, ISBN O-948507-03-9.
- [26] SEARS, H. H. – SHAPERMAN, J.: Proportional Myoelectric Hand control: An Evaluation. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, USA, 1991, vol 70 iss.1 p. 20-8.
- [27] SCHARER, C.: Trainable command recognition for a Microprocessor – Controlled Prosthetic Arm. Journal of Microcomputer Applications, UK, 1993, vol. 16 iss. 3 p. 287-92.
- [28] TROJAN, S.: Základy obecné fyziologie nervstva a svalstva. Skriptum, SPN, Praha, 1980.
- [29] VAVERKA, F.: Základy biomechaniky pohybového systému člověka. Skriptum, Univerzita Palackého, s. 14-18, Olomouc, 1995.

9 ŽIVOTOPIS AUTORA

Osobní údaje:

Ing. Martin Janča, narozen 23. 5. 1971 ve Zlíně.

Vzdělání:

- Střední odborné učiliště - strojírenské; obor: mechanik-seřizovač s maturitou; 1984-1989
- VUT - fakulta strojní - Brno; ÚVSSaR - obor: prům. roboty a manipulátory; 1989-1994
- VUT - fakulta strojní - Brno; ÚVSSaR - PGS: myoelektrické náhrady rukou; 1994-1997

- VUT - fakulta strojní - Brno; školení FESTO; doba trvání kurzu - 14 dní; 1993
- VUT - fakulta elektrotechniky a informatiky - Brno; školení ADAMS; doba trvání kurzu - 5 dní; 1995

Vědecký a odborný profil:

- Vedení grantu: Studie biologicky řízené náhrady horní končetiny člověka. Fond pro vědu a umění VUT v Brně, 1997.
- Návrh grantu: Vývoj myoelektrické náhrady lidské ruky stavebnicové konstrukce. GAČR, 1997.
- Návrh grantu: Zpracování biologických signálů za účelem řízení technického zařízení. GAČR, 1997.
- Účast na veletrhu: REHA '95. Düsseldorf, 1995.
- Přednesení příspěvku: Studie biomechanické ruky. Robtep '95, Prešov, 1995.
- Účast na konferenci: Engineering Mechanics '96, Svratka, 1996.
- Přednesení příspěvku: Studie biomechanické ruky, komunikující s nervovým systémem člověka. Engineering Mechanics '98, Svratka, 1998.
- Přednesení příspěvku: Vývoj myoelektrické náhrady horní končetiny. Biomechanika člověka '98, Praha, 1998.

Pedagogický profil:

- Vedení cvičení: Mechatronika koncových efektorů. VUT-FS-UVSSaR Brno, 1996.

Publikace:

- Studie biomechanické protézy. (DP), VUT-FS, Brno, 1994.
- Studie biomechanické ruky. ROBTEP“95, Prešov, SK, 1995, str. 57-60.
- Vývoj umělé ruky. T-magazín, Praha, 1996.
- Analýza současného stavu vývoje náhrad horní končetiny člověka, řízených volní aktivitou. Teze k rigorózní zkoušce, Brno, 1998.
- Mechatronics - Its Relationships to other Disciplines and its Method of Teaching. Mechatronika '98, Kočovce, SK, 1998.
- Studie biomechanické ruky, komunikující s nervovým systémem člověka. Engineering Mechanics '98, Svratka, 1998.
- Vývoj myoelektrické náhrady horní končetiny. Biomechanika člověka '98, Praha, 1998.
- The Development of adaptable End/Effectors on the Brno University of Technology. RAAD 2000, Maribor, SI, 2000.
- Vývoj biomechanických a protetických komponent na Ústavu výrobních strojů, systémů a robotiky FSI VUT v Brně. Mezinárodní vědecká konference, při příležitosti 50 let založení Fakulty strojní, Ostrava, 2000.
- Výsledky plošného snímání signálů EMG pro možné využití v protetice. Mechatronics, Robotics and Biomechanics 2001, Třešť, 2001.

Ing. Martin Janča

Ve Zlíně dne 28. 6. 2001