



INŽENÝRSKÁ MECHANIKA 2005

NÁRODNÍ KONFERENCE

s mezinárodní účastí

Svratka, Česká republika, 9. - 12. května 2005

""DESIGN FINGERS ANTROPOMORPHIC PROSTHESIS ""HAND AND MOTION CONTROL

J. Žajdlík *

Summary: *Work is a presentation make-up mechanism anthropomorphous grab to use especially in prosthetic. It was check a principal functionality designed mechanism finger (drive three axes one string) and make-up a primary model whole hand. And then it was below analyzing possibilities on particular grips. The results should have been using for others works whose purposes should be functional prototype prosthetic setout.*

1. Úvod

Slovo ruka má v běžném hovoru několik významů. Ačkoliv jednoduše říkáme ruka, podle situace myslíme buď:

- celou horní končetinu
- ruku od zápěstí po konečky prstů

Pro upřesnění horní končetinu rozdělíme na dvě části:

- paže
- ruka

Z hlediska funkce paže provádí polohování ruky. Zápěstí jako spojovací článek paže a ruky jenom vymezuje pole působnosti ruky.

Vzhledem k tomu, že příroda, jako nejlepší konstruktér, bude námi jen velmi stěží překonatelná, je řešení v této práci postaveno na poznacích z biomechaniky lidské ruky, podrobněji v (Žajdlík, 2004). Jak je také řečeno v (Pollard et al.), řešení problému adaptivního úchopu robotické ruky, podobného lidskému, je velmi obtížné, ale nicméně způsobené především v konstrukčních rozdílech mezi lidskou a robotickou rukou.

* Ing. Jakub Žajdlík: Ústav výkonové elektrotechniky a elektroniky, VUT Brno, Technická 8, budova A3, 616 00 Brno, tel: 541142463, email: xzajdl00@stud.feec.vutbr.cz

2. Současný stav protetických pomůcek jako náhrady ruky

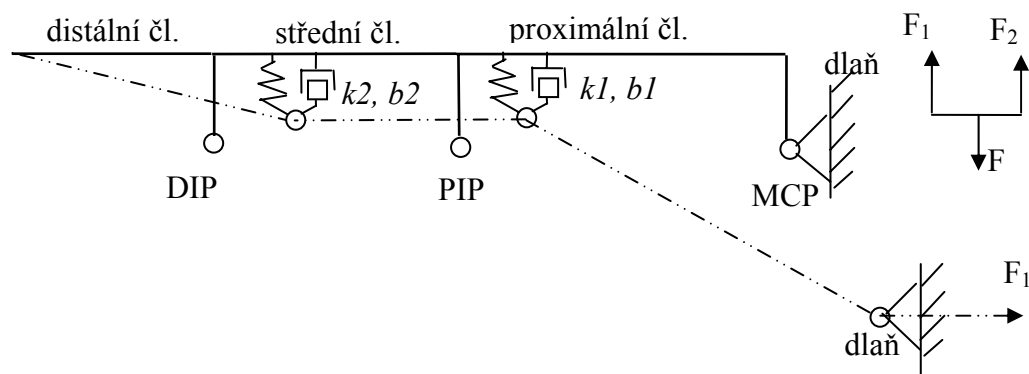
- Úchop zajišťují 2. a 3. prst společně s palcem.
- Oba prsty jeden stupeň volnosti (tvoří jeden díl).
- Palec jeden stupeň volnosti, pohyb spřažen s pohybem prstů.
- Pohon stejnosměrným elektromotorkem napájeným z akumulátorů.
- Protéza nahrazuje základní funkci ruky-úchop.
- Prsty se pohybují proti palci, funkce podobná kleštím.
- Úchop max. silou 100N na koncích prstů.
- Rozevření prstů max. 90mm.



Obr. 1 Elektrická ruka Otto Bock.

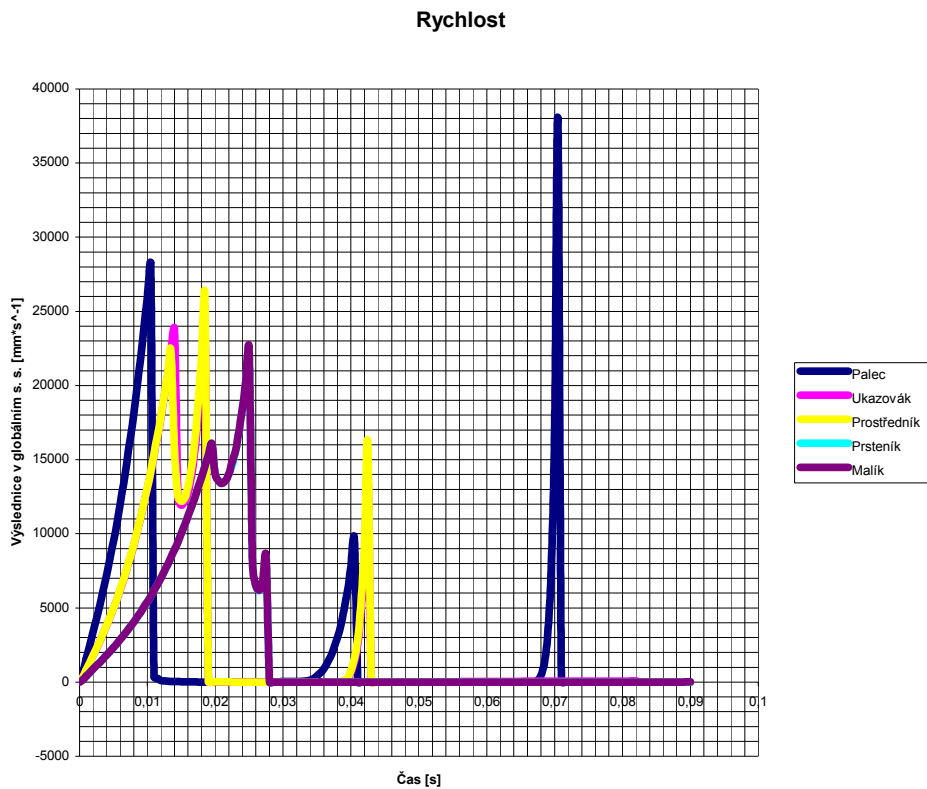
3. Princip navrženého mechanismu a jeho parametry

Varianta tzv. „s lankem a pružinami“ byla vybrána na základě rozboru uvedeného v (Žajdlík, 2004). Pro konkrétní parametry použité při modelování a výpočtech opět odkazují na (Žajdlík, 2004). Síla F je přivedena pomocí lanka. Byl uvažován jen jeden motor pro pohon všech pěti prstů, kdy síly jsou rozděleny pomocí vahadel. Byla by možná i varianta samostatného pohonu pro každý prst. (bude předmětem dalších prací)



Obr. 2 Schéma varianty s lankem a dvěma pružinami.

Pro demonstraci chování mechanismu je zde uveden graf rychlostí koncových bodů jednotlivých prstů. Jak je vidět dochází k poměrně rychlým změnám (rázům), které se samozřejmě promítnou i do silového působení (viz. (Žajdlík, 2004)). Je třeba ovšem brát v úvahu, že model byl sestaven bez tření v jednotlivých vazbách a tlumení, které bude u reálného modelu způsobeno gumovou rukavicí.



Obr. 3 Rychlost bodů na koncích prstů při pohybu mechanismu od krajní polohy rozevření do úplného uzavření.

Parametry jichž bylo dosaženo výpočty na počítačovém modelu jsou následující:

- síla na konci napřímeného prstu (ukazováku):

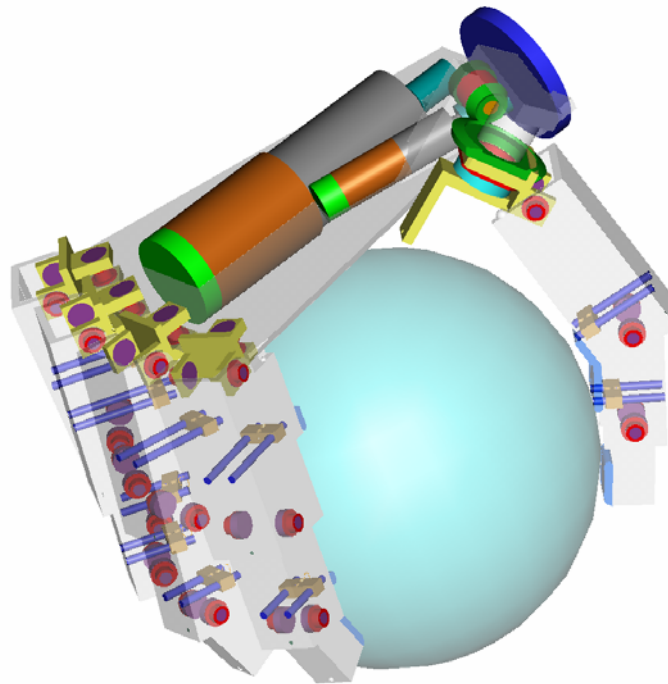
73,7

- síla při úchopu:

220N (silový dlaňový úchop)

124N (špetkový úchop)

- doba od úplného otevření do úplného uzavření je teoreticky 0.1s prakticky to bude více, ale nemělo by se jednat o delší dobu než 1.5s
- přibližná hmotnost mechanismu bez elektroniky (vypočteno ze systému Pro/Engineer) je ~ 400g
- mechanismus je z principu schopen všech základních úchopů (jejich realizace bude závislá na možnostech řízení)
- má jen o jeden stupeň volnosti méně jak lidská ruka, neuvažujeme – li válcový kloub u palce (nevýrazná rotace) a zápěstí; tedy 19°V



Obr. 4 Úchop koule o $\varnothing 10\text{cm}$.

4. Řízení a zpětná vazba

4.1. Řízení

K řízení protězy vůlí, můžeme uvažovat několik možností snímání vstupních signálů z pacientova těla, a to snímáním změn:

- Nervových potenciálů mikročipem voperovaných k pahýlu nervu.

Vhodné řešení, ale velmi náročný výzkumný úkol.

- Nervových potenciálů vpichovými elektrodami.

Nebezpečí infekce, nutnost přesného vpichu. Nelze použít velké množství elektrod

- Nervových potenciálů povrchovou elektrodou.

Náročné vyhodnocení. Zkreslení signálu vlivem rušení.

- Svalových potenciálů vpichovými elektrodami.

Nebezpečí infekce, ale poměrně přesné snímání.

- Svalových potenciálů povrchovými elektrodami.

Relativně přesné, ale náročné na zpracování

4.2. Zpětná vazba

Pro plnou kontrolu pohybů pomůcky je možné použít zpětnou vazbu, která může být:

- Vizuální.

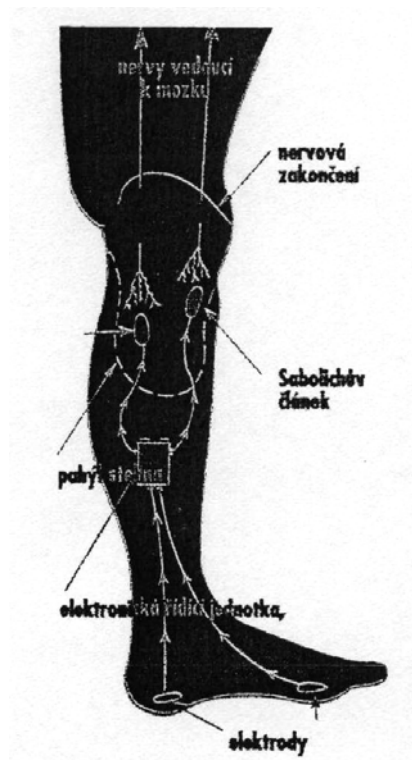
Pacient sám zrakem, kontroluje polohu a sevření protézy.

- Mechanicky, v kontaktu s pahýlem postiženého.

Např. umístění vibrační plošky mezi pahýl a pahýlové lůžko.

- Přímou komunikací s nervovým systémem postiženého.

Byla by ideální, ale je potřeba vzít v úvahu všechny nevýhody elektrod použitelných pro komunikaci s nervovým systémem. Zde bychom mohli uvést i tzv. osseopercepci (citu v kostní dřeni), kdy po zarostení šroubu do kosti (tzv. osseopercepci; zarostení trvá asi půl roku) a několika dalších operacích je pacient schopen cítit protézu jako součást svého těla a dokonce i rozeznávat podklad na kterém stojí (jednalo se o aplikaci protézy nohy; viz (Janča, 2001).



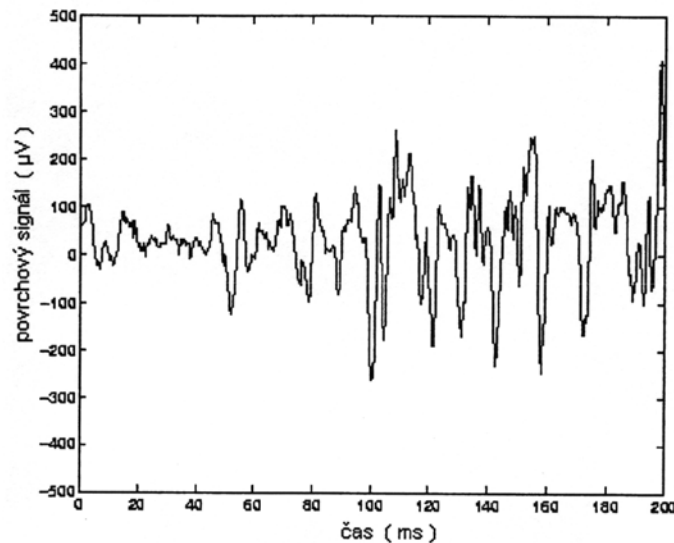
Obr. 5 Tlakové senzory v umělé noze (zpětná vazba).

- Pacient ji provádí sám na základě zkušeností.

Ze zvuku motoru, chvění konstrukce a vizuální kontroly pacient usuzuje na stav a polohu protézy

4.3. Myosignály teorie

Jak je vidět z předcházejícího přehledu a vývojového trendu, bude pravděpodobně nejvýhodnější se dále věnovat myosignálům. Jedná se o signály vznikající při kontrakci svalů. (což je až konečný důsledek; prvopočátkem je šíření tzv. akčního potenciálu na svalových vláknech) Nejčastěji se myoimpulzy snímají povrchovými elektrodami. Každá z nich snímá souhrn všech signálů ze zdrojů nacházejících se pod ní. Tyto zdroje (motorické jednotky) se neuplatňují všechny stejně. Jsou totiž v různých vzdálenostech od elektrody stejně tak je i různá jejich intenzita. Elektromyografický signál (křivka) je tedy tvořen inferencí z jednotlivých sumačních akčních potenciálů motorických jednotek. Získaná křivka se nazývá EMG (elektromyogram), a má složitý, zcela nepravidelný průběh. (Janča, 2001)



Obr. 6 Příklad zápisu EMG.

Dále se nabízí otázka, zda je možné z elektrického signálu usuzovat jakou vyvozuje mechanickou sílu končetina (sval) ? V (Rodová) je velmi názorně ukázáno, že vztah mezi elektrickou a mechanickou aktivitou svalu je vztahem pouze kvalitativním. Tedy nelze přesně kvantitativně vyjádřit vztah mezi snímaným signálem a vyvozovanou mechanickou silou. I přes to lze tuto závislost k proporcionálnímu řízení myoprotéz využít. (viz. dále).

4.4. Myosignály v praxi

Po amputaci zůstane na končetině poměrně málo svalů, které jsou schopny volní kontrakce. Také uživatel je málokdy schopen naučit se kontrahovat nezávisle více než dvě svalové skupiny, proto mají myoelektricky řízené protézy omezené možnosti. Většinou lze současně řídit maximálně dvě funkce (pohyby), a to například sevření / rozevření ruky a rotace zápěstí nebo flexe / extenze v loketním kloubu.

Podle dispozice pacienta a řídicího systému protézy je možné její řízení následujícími způsoby:

- snímáním myopotenciálů z jedné svalové skupiny, kontrakce rozevívá prsty, po relaxaci svalu dojde k sevření (rychlá kontrakce svalu rozevívá, pomalá kontrakce svírá ruku)

- snímáním myopotenciálů ze dvou svalových skupin, zpravidla antagonistických (kontrakce jedné skupiny rozevře prsty, kontrakce druhé skupiny prsty sevře)

Další dělení způsobu řízení je :

- digitální diskretními signály, kdy se mechanismus protézy pohybuje konstantní rychlostí a vyvíjí neměnnou sílu
- proporcionální, kdy je rychlost pohybu a síla úměrná velikosti a rychlosti svalové kontrakce

Předpokladem pro myoelektrické řízení je, že pacient bude schopen dostatečně silné izolované kontrakce příslušné svalové skupiny. Výsledný efekt používání nezávisí pouze na vymoženostech technické konstrukce, ale také na tom, zdali je či není její uživatel schopen integrace ovládání protézy do svých pohybových funkcí.



Obr. 7 Schéma myoelektrického řízení

Na některých pracovištích se již provádí experimenty s implantací snímacích elektrod do nervů a je zvažována i implantace do mozku. Zde se ovšem zase vyskytuje problém s konstrukcí hardwaru pro vyhodnocování signálů v reálném čase a její spojení s mechanickou částí v jeden konstrukční celek.

5. Závěr

Uvedené numerické výsledky v (Žajdlík, 2004), tedy statiky, kinematiky, dynamiky a napjatostní analýzy vybraných částí mechanismu jsou vypočteny za dosti zjednodušených předpokladů (zanedbány odpory, tíhová síla, dynamika pohonu, geometrie modelována bez ohledem na singularitu). Tedy mají poněkud vypovídací charakter. Avšak je z nich možné vysledovat, jaké bude mít mechanismus vlastnosti ve skutečnosti. Správnost těchto výsledků by měli ověřit experimenty na prototypu, jehož výroba je v počátcích stejně tak jako úvahy nad vlastním řízením a aplikací protézy.

6. Literatura

Janča, M. (2001) Příspěvek k řešení řízení náhrady horní končetiny člověka volní aktivitou. *Doktorská disertační práce*, VUT Brno.

Pollard, S. N., Gilbert C. R. Tendon Arrangement and Muscle Force Requirements for Humanlike Force Capabilities in a Robotic Finger. Brown University.

Rodová, D. Vztah mezi elektromyografickým signálem a silou. Katedra biomechaniky a technické kybernetiky, Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého, Olomouc

Žajdlík, J. (2004) Návrh prstů antropomorfní protézy ruky. *Diplomová práce*, VUT Brno.