elektrorevue
ISSN 1213 - 1539

Rok / Year:	Svazek / Volume:	Číslo / Number:	Jazyk / Language
2016	18	4	CZ

Neuromuskulární systém člověka

Neuromuscular system of human

Lucie Obšilová, Marie Havlíková, Zdeněk Bradáč

xobsil01@stud.feec.vutbr.cz, havlika@feec.vutbr.cz, bradac@feec.vutbr.cz

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně

DOI: -

Abstract: Human operator occurs in the most control systems called Man-Machine Systems (MMS). The quality of control depends on characteristics of human operator neuromuscular system, which contains efferent and afferent muscle fibers. Efferent muscle ensures the limb moving. Afferent muscle transmits information about limb moving to the central nervous system. This paper describes the physiology and the model of efferent and afferent muscle.

elektrorevue
ISSN 1213 - 1539

Neuromuskulární systém člověka

Lucie Obšilová, Marie Havlíková, Zdeněk Bradáč

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně
Email: xobsil01@stud.feec.vutbr.cz, havlika@feec.vutbr.cz, bradac@feec.vutbr.cz

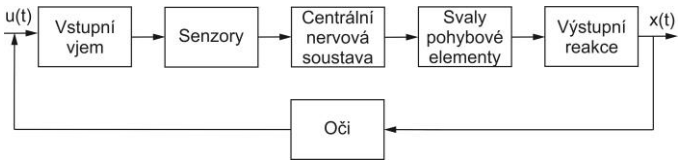
Abstrakt *– Lidský operátor se vyskytuje ve většině řídících systémů označovaných pojmem Man-Machine Systems (MMS). Kvalita řízení závisí na vlastnostech neuromuskulárního systému člověka, který obsahuje eferentní a aferentní svalová vlákna. Eferentní sval zajišťuje pohyby končetin. Aferentní sval slouží k předávání informací o pohybu končetin do centrální nervové soustavy. Článek popisuje fyziologii a model eferentního i aferentního svalu.*

1 Úvod

Základní dynamika lidského operátora a kvalita jeho manuálního řízení jsou závislé a také omezené povahou, vlastnostmi a schopnostmi neuromuskulárního systému jedince. Poznání a pochopení tohoto systému má velmi výrazné a praktické důsledky jak pro dokonalejší a věrnější popis systému MMS s lidským operátorem, tak pro stanovení parametrů regulačního systému včetně charakteru nelinearit jako je hystereze, prudké reakce či odpor. Tyto nelinearity významnou měrou ovlivňují stabilitu a chování regulačního systému. Systém MMS bývá někdy v literatuře označován pojmem human-machine system (HMS).

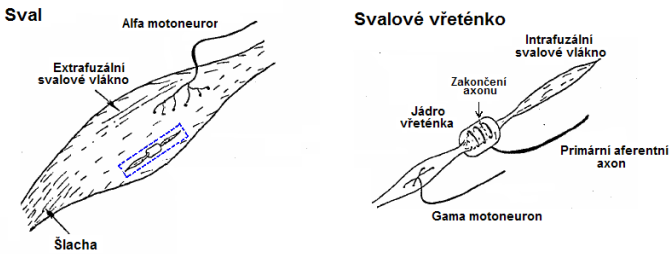
Zjednodušený blokový model neuromuskulárního systému v podobě uzavřeného zpětnovazebního regulačního systému zahrnuje soubory senzorů, soubory svalů a centrální nervovou soustavu. Zpětná vazba je trvalá a uzavírá se přes oči operátora, viz Obrázek 1 [1].

Řídící situací se rozumí operace neuromuskulárního systému člověka, který na základě vizuální scény reaguje na vstupní signál *u(t)*. Vstupní vjem je zpracován senzory a přichází do centrální nervové soustavy člověka Na základě zpracování dodané informace vydá lidský mozek odpověď v podobě nervových vzruchů, které aktivují odpovídající svalové pohybové elementy. Výstupem regulačního obvodu je pohyb končetiny *x(t)*.



Obrázek 1: Základní zpětnovazební regulační obvod neuromuskulárního systému člověka.

Neuromuskulární systém člověka lze charakterizovat v terminologii regulační techniky jako adaptivní pohonný systém, který je analogický s neživými systémy stejného charakteru. Představuje výstupní část servomechanismu člověka [2]. Tvoří ho soubory eferentních svalů, aferentních svalových vřetének, viz Obrázek 2, a senzorové orgány pracující na míšní úrovni. Kromě vlastní pohonné jednotky, kterou představují různé svalové skupiny, obsahuje neuromuskulární systém dále senzory a motorické neurony na úrovni míchy a jejich asociované svaly, ionty a periferní receptory.



Obrázek 2: Struktura svalu [2].

2 Fyziologie a model eferentního svalového vlákna

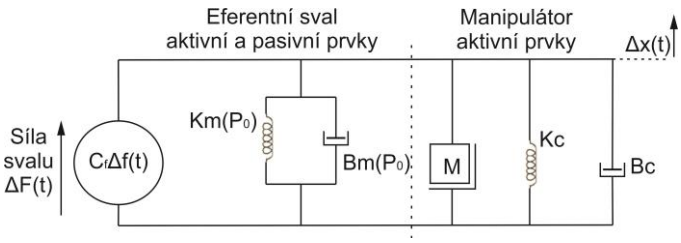
Motorická jednotka je soubor svalových vláken inervovaných jedním α-motoneuronem. Svaly vykonávající jednoduché, hrubší pohyby mají motorické jednotky velké o počtu 100–150 svalových vláken. Svaly provádějící jemné a přesné pohyby mají motorické jednotky malé o počtu 5–15 svalových vláken [3].

Svalové vlákno lze analogicky přirovnat k fyzikálnímu systému. Linearizovaný popis koresponduje se zdrojem síly $P_0+C_f\Delta_f(t)$ paralelně spojeným s kombinací pružina a vazký tlumič, viz

Obrázek 3. Tlumič má útlumový koeficient B_m a vykazuje lineární závislost na elektrickém potenciálu v pracovním bodě P_0 svalového vlákna. Pružina má koeficient K_m, který je rovněž lineárně závislý na potenciálu P_0. Toto chování je typické jak pro jednotlivá svalová vlákna eferentního nebo i aferentního typu, svalové páry Agonist / Antagonist, tak i pro soubor svalů umožňující složité pohyby končetiny při ovládání jednoduchého manipulačního prvku, který lze obecně nahradit pružinou o tuhosti K_C a tlumičem o viskozitě B_C. Pasivní prvky celého systému působí proti síle svalu *F(t)* a jsou spojeny paralelně, stejně jako hmotnosti svalu a manipulátoru, které představují pevný spoj o hmotnosti *M*. O velikosti vynaložené síly svalu *F(t)* rozhodují nervové vzruchy vedené *α* – motoneurony z centrální nervové soustavy, které způsobí

elektrorevue
ISSN 1213 - 1539

adekvátní změny intenzity vypalování $\Delta f(t)$ v primárním axonu [1].



Obrázek 3: Dynamika eferentního svalového vlákna, pohonný systém [1].

Uvedený model fyzikálního systému zachycuje dynamiku neuromuskulárního pohonného systému a je založen na předpokladu malých změn hodnot elektrického potenciálu svalu v okolí pracovního bodu P_0. Jediným vstupním aktivním signálem do uvedeného pohonného sytému je změna intenzity vypalování nervových vzruchů $\Delta f(t)$ způsobující ekvivalentní efektivní skutečnou sílu svalu $F(t)$. Výstupním signálem pohonného systému je změna pozice $\Delta x(t)$ manipulátoru, která odpovídá vynaložené síle svalu $F(t)$ a tím je získána závislost mezi velikostí vstupního signálu a velikostí výstupní odezvy.

Takto odvozený model lze popsat diferenční rovnicí v časové oblasti (1) a pomocí Laplaceovy transformace následně v operátorovém tvaru (2).

$$F(t) = C_f \Delta f(t)$$

$$F(t) = (K_m + K_c) \cdot \Delta x(t) + (B_m + B_c) \cdot \frac{d\Delta x(t)}{dt} + M \cdot \frac{d^2 \Delta x(t)}{dt} \tag{1}$$

$$F(p) = C_f \Delta f(p) = = (K_m + K_c) \cdot \Delta x(p) + (B_m + B_c) \cdot p \cdot \Delta x(p) + M \cdot p^2 \cdot \Delta x(p), \tag{2}$$

$F(t)$	vynaložená síla eferentního svalového vlákna,
$F(p)$	obraz vynaložené síly eferentního svalového vlákna,
$\Delta x(t)$	časová změna posunutí manipulačního prvku,
$\Delta x(p)$	obraz změny posunutí manipulačního prvku v Laplaceově transformaci,
$\Delta f(t)$	časová změna intenzity vypalování nervových vzruchů,
$\Delta f(p)$	obraz změny intenzity vypalování v Laplaceově transformaci,
B_m, B_c	koeficienty útlumu tlumiče svalu a tlumiče manipulačního prvku,
K_m, K_c	koeficient pružiny svalu a manipulačního prvku.

Přenosová funkce pohonného systému eferentního svalového vlákna $G_E(p)$ má tvar (3), kde ve jmenovateli je polynom 2. řádu.

$$G_E(p) = \frac{\Delta x(p)}{\Delta f(p)} = \frac{C_f}{(K_m + K_c) + (B_m + B_c) \cdot p + M \cdot p^2} = \frac{\frac{C_f}{M}}{p^2 + p \cdot \left(\frac{B_m + B_c}{M}\right) + \left(\frac{K_m + K_c}{M}\right)}, \tag{3}$$

Při analýze řešení této rovnice lze vycházet z předpokladu [3]:

- tuhost pružiny manipulačního prvku K_C je mnohem větší než tuhost svalového vlákna K_m,
- pro konkrétní aplikaci modelu na kompenzační charakter řízení, kdy operátor manipulačním prvkem realizuje akční zásahy tak, aby sledoval požadovanou trajektorii manipulačního prvku, dosahuje činitel poměrného tlumení hodnoty blízké 1 a přechodová charakteristika nemá velký překmit.

V modelech neuromuskulárního systému se používá přenosová funkce pohonného systému eferentního svalového vlákna $G_E(p)$ ve tvaru (4).

$$G_E(p) = \frac{\Delta x(p)}{\Delta f(p)} = \frac{\frac{C_f}{M}}{\left(p + \frac{1}{T_{E1}}\right) + \left(p + \frac{1}{T_{E2}}\right)} = \frac{K_E}{(T_{E1}p + 1) + (T_{E2}p + 1)}, \tag{4}$$

$G_E(p)$	přenosová funkce eferentního svalového vlákna,
K_E	zesílení eferentního svalového vlákna,
T_{E1}, T_{E2}	časové konstanty odvozené od parametrů náhradních prvků.

3 Fyziologie a model aferentního vřetena

Typický sval obsahuje 50 až 80 aferentních svalových vřetének uspořádaných do různě soustředěných bodů mezi extrafuzálními svalovými vlákny hlavní svalové hmoty, která produkují svalová napětí. Aferentní svalové vřeteno se skládá z jádra vřeténka a z intrafuzálního svalového vlákna. Typické svalové vřeteno je protáhlého tvaru, má délku několika milimetrů a je orientováno paralelně s extrafuzálními vlákny.

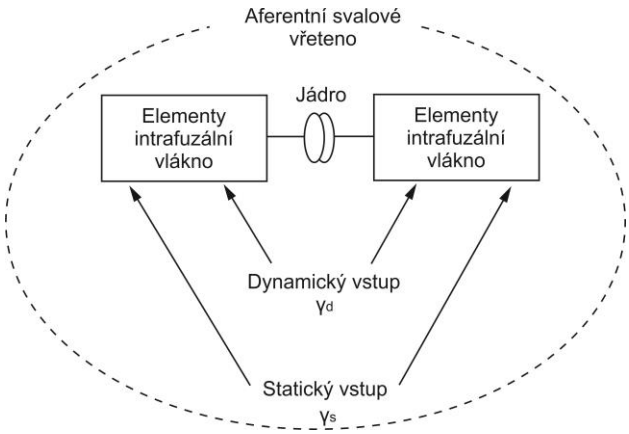
Intrafuzální svalová vlákna mají vlastní nezávislou motorickou dráhu nazývanou γ–motoneuron. Po této dráze jsou vedeny informace o velikostech stimulů v oblastech jader svalových vřetének, kde jsou zachyceny změny délky nebo napětí v obklopujících extrafuzálních svalech.

Mechanická deformace senzorických zakončení jadérek vede ke vzniku elektrického potenciálu $P(t)$, který je přímo úměrný deformační síle. Vygenerované elektrické potenciály na základě chemických synapsí jsou přesným mapováním mechanické síly, která působí na terminálech nervových zakončení primárních axonů. Změny deformačních stimulů mo-

elektrorevue
ISSN 1213 - 1539

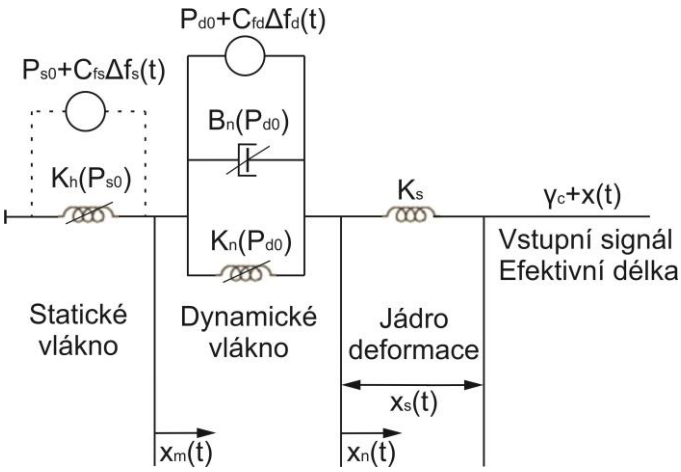
hou nervová zakončení sledovat do poměrně vysokých frekvencí [4], [5].

Model aferentního svalového vlákna se statickým i dynamickým vstupem zobrazuje Obrázek 4.



Obrázek 4: Aferentní svalové vřeteno [2].

Odvození přenosové funkce aferentního svalového vřetena vychází z modelů intrafuzálních vláken, které jsou založeny na stejné analogii s fyzikálním systémem jako u eferentního svalového vlákna, s tím rozdílem, že výsledný model obsahuje dva rozdílné citlivostní vstupy, viz Obrázek 5.



Obrázek 5: Dynamika aferentního svalového vřetena, mechanický model [1].

Statické vlákno má jen velmi slabý charakter tlumiče a účinek jeho silového působení na deformaci jádra svalového vřetena způsobí elektrický potenciál $P_s(t)=P_{s0}+C_{fs}\Delta f_s(t)$ (znázorněno čárkovaně), který je označen jako gama příkaz γ_c. Silový účinek dynamického vlákna na deformaci jádra představuje složku elektrického potenciálu o velikosti $P_d(t)=P_{d0}+C_{fd}\Delta f_d(t)$. Pohyb aferentního vlákna je součtem silového působení obou vláken v uzlech systému (5) [2].

$$\begin{bmatrix} K_s+K_n+B_np & -(K_n+B_np) \\ -(K_n+B_np) & K_h+K_n+B_np \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x_n \\ x_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_s-P_d \\ P_d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_s(\gamma_c+x)-P_d \\ P_d \end{bmatrix}, \quad (5)$$

K_h, K_n, K_s	koeficienty tuhosti pružin statického, dynamického vlákna a jádra ve fyzikálním systému pro aferentní svalové vřeteno,
B_n	útlumový koeficient tlumiče dynamického vlákna,
P_{s0}	elektrický potenciál v pracovním bodě statického vlákna aferentního svalového vřetena
P_{d0}	elektrický potenciál v pracovním bodě dynamického vlákna aferentního svalového vřetena
$x_m(t)$	prodloužení statického vlákna aferentního vřetena,
$x_n(t)$	prodloužení dynamického vlákna aferentního vřetena,
$x_s(t)$	deformace jádra aferentního svalového vřetena,
γ_c	gama příkaz způsobující prodloužení statického vlákna aferentního vřetena,
$x(t)$	efektivní délka posunutí.

Vypalovací intenzita primárního zakončení γ–motoneuronu, který je ovinut kolem jádra, je přímo úměrná deformaci jádra, tedy délce pružiny $x_s(t)$ ekvivalentního prvku, která představuje výstupní signál aferentního vřetena (6).

$$x_s(t) = \left(\gamma_c + x(t)\right) - x_n(t). \quad (6)$$

Přenosová funkce aferentního svalového vřetena $G_A(p)$ udávající vztah mezi mírou podráždění senzorických vstupů a intenzitou vypalování nervového zakončení primárního axonu se získá matematickými úpravami vztahů (5), (6). Má charakteristický tvar (7), který lze nalézt v mnoha v literárních pramenech jako součást výrazů přenosových funkcí lidského operátora.

$$G_A(p) = \frac{\Delta x_a(p)}{\Delta f_a(p)} = \frac{K\left(p+\frac{1}{T_{A1}}\right)\cdot(\gamma_c+x)+\frac{P_d}{B_n}}{\left(p+\frac{1}{T_{A2}}\right)} = \frac{K_A(T_{A1}p+1)}{(T_{A2}p+1)}, \quad (7)$$

$\Delta x_a(p)$	obraz změny délky posunutí v Laplaceově transformaci,
$\Delta f_a(p)$	obraz změny elektrické aktivity v aferentním vřetenu v Laplaceově transformaci,

elektrorevue
ISSN 1213 - 1539

$$\frac{1}{T_{A1}} = \frac{K_n}{B_n}$$

$$\frac{1}{T_{A2}} = \frac{K_r + K_s}{B_n}$$ parametry časových konstant a zesílení.

$$\frac{1}{K} = \frac{1}{K_h} + \frac{1}{K_s}$$

$$K_A = K \cdot T_{A1} \cdot T_{A2}$$

Podle literárního pramenu [1] aferentní svalová vřetena mají v uzavřené smyčce regulačního obvodu několik důležitých a specifických funkcí:

- zajišťují zpětnou vazbu na polohu akčního prvku, kterým je ve většině případů končetina operátora,
- jsou zdrojem síly pro řídící signál v systému, tato síla vzniká v důsledku změn membránového potenciálu a chemických synapsí, které jsou označovány jako vypalovací intenzity nervových zakončení, jenž jsou pomocí aferentního neuronu přenášeny do centrální nervové soustavy,
- udávají charakter dynamiky tím, že obsahují dopředné (lead) a setrvačné (lag) parametry, kterými se regulují rovnovážné stavy základních gama příkazů γ_0,
- jsou prostředkem pro nastavení rovnovážného stavu svalového vřetena.

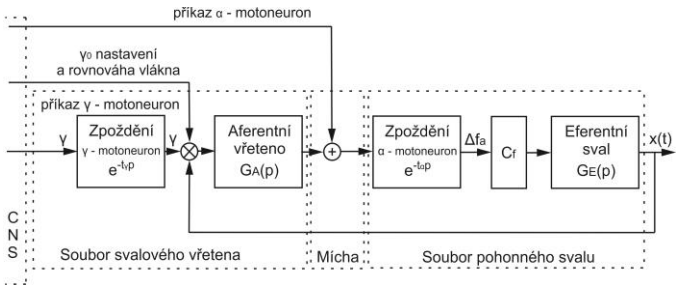
4 Model neuromuskulárního systému

Základem každého pohybu je svalový pár Agonist / Antagonist, kdy jedno eferentní svalové vlákno se stahuje, zatímco druhé vlákno se natahuje. Kosterní svaly, kterými operátor uskutečňuje svoje akční zásahy, jsou složeny z většího množství svalových párů Agonist / Antagonist a svoje pohyby vytvářejí stejným způsobem.

K tomu, aby mohl operátor řídit regulovanou soustavu, je nutná koordinace více skupin eferentních svalů. Konkrétně při kompenzačním řízení vozidla má operátor za úkol sledovat požadovanou trajektorii vozidla natáčením volantu. Svaly jeho rukou provádějí pohyby vedené různou rychlostí a různou silou přesně podle příkazů z CNS. Profesor McRuer ve svých publikacích [1], [3] uvádí modely pilotů a operátorů, kde přenosové funkce vycházejí z předpokladu, že základní pravidla a principy chování lze aplikovat na celé skupiny svalů končetiny. Antagonistický svalový pár tak reprezentuje průměrné chování všech svalových páru přispívajících k pohybu skutečné končetiny.

Obrázek 6 zobrazuje blokový model neuromuskulárního systému. Jsou zde zvýrazněny sekce odpovídající souboru svalového vřetena a souboru pohonného svalu. Ten ke svému prodloužení *x(t)* potřebuje vyvodit sílový účinek $C_f \Delta f_a(t)$.

Končetinový pohonný systém je ovládaný buď přímo příkazy α–motoneuronů, nebo nepřímo prostřednictvím zpětné vazby příkazy γ–motoneuronů. Zpětná vazba nesoucí informace o poloze manipulátoru *x(t)* určuje velikost intenzity vypalování nervových vzruchů $\Delta f(t)$. Tyto příkazy vykazují určitá dopravní zpoždění $e^{-\tau_\gamma p}, e^{-\tau_\alpha p}$ daná počtem uskutečněných synapsí, která korespondují s délkou dráhy axonů od centrální nervové soustavy až po vstup do aferentního vřetena s přenosovou funkcí $G_A(p)$ nebo eferentního svalu mající přenosovou funkci $G_E(p)$, viz Obrázek 6 [3], [6].



Obrázek 6: Blokový model neuromuskulárního systému [4].

5 Závěr

V současné době má člověk v systémech MMS nezastupitelnou roli. Jedním z faktorů ovlivňujících kvalitu řízení lidského operátora jsou vlastnosti neuromuskulárního systému. Poznání tohoto systému slouží k dokonalejšímu popisu systémů MMS a pro přesnější stanovení parametrů regulačního systému s lidským operátorem.

Cílem článku je podat souhrn poznatků o fyziologii eferentního svalu a aferentního svalového vřetena, které jsou nedílnou součástí neuromuskulárního systému člověka. Pro oba typy svalu je uveden jejich fyzikální model a odvozeny přenosové funkce obou svalů v časové oblasti a v operátorovém tvaru. Modelování neuromuskulárního systému člověka není v dnešní době příliš používané, proto se autoři článku zaměřili na původní starší literární zdroje.

Modely neuromuskulárního systému autoři aplikují při modelování lidského chování v regulačních obvodech s různou strukturou a složitostí v závislosti na typu regulované soustavy a na způsobu řízení, konkrétně se jedná o monitorování a vyhodnocování únavy řidiče a popis dynamického chování pilotů.

Poděkování

Tato publikace vznikla za podpory grantu číslo FEKT-S-14-2429 - "Výzkum nových řídicích metod, měřicích postupů a inteligentních prostředků v automatizaci" financovaného z Interní grantové agentury Vysokého učení technického v Brně.

Literatura

[1] MCRUER, D.T., MAGDALENO, R. E., MOORE, G. P. A Neuromuscular Actuation System Model. *IEEE Transactions on man-machine systems*. 1968, 9(3), 61-71.

[2] HAVLÍKOVÁ, M. *Diagnostika systémů s lidským operátorem*. Brno, 2009. Dizertační práce. VUT Brno. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.

[3] TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.

elektrorevue
ISSN 1213 - 1539

[4] MCRUER, D.T., KRENDEL, E.S. *Mathematical Models of Human Pilot Behavior*. Hawthorne California: AGARD AG-188, 1974.

[5] PENTLAG, A. et. al. Modeling and Prediction of Human Behavior. *Neutral Computation*. 1999, 11, 229-242.

[6] RASMUSSEN, J. *Information Processing and Human-machine Interaction*. An Approach to Cognitive Engineering, New York: North-Holland, 1985.