

A Novel Model for Investigation of the Jaw Movement during Speech

A. Daliri¹, F. Towhidkhalah^{2*}, Sh. Gharibzade³, Y. Shekofteh⁴

¹ M.Sc Graduate, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, daliri61@yahoo.com

² Associate Professor, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

³ Associate Professor, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran,

gharibzadeh@aut.ac.ir

⁴ PhD Candidate, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran,

y_shekofteh@yahoo.com

Abstract

Speech production is one of the most complicated physiological systems including different subsystems. These subsystems must work together in a synchronous manner. One of the important sub-systems is the jaw. Although different models have suggested for jaw, no suitable model has been proposed yet to consider the interactions between muscles, bones and nervous system. In this paper, using Spring-Damper-Mass and a nonlinear concept, we introduced a novel model for jaw movement during speech production. Experimental data were used to estimate the model parameters. Computer simulation results showed that the model could generate the jaw movement patterns similar to those observed in physiological behavior. Generality and simplicity of the model are two model features useful for more investigation of the jaw movement in different tasks.

Keywords: Modeling; Neuro-muscular model; Speech production; Jaw; System identification

* Corresponding author

Address: Farzad Towhidkhalah, Biological system modeling Lab; Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Hafez Ave., Tehran, Iran

Tel: +98 21 64542363

Fax: +98 21 64455635

E-mail: towhidkhalah@aut.ac.ir

ارائه مدلی برای بررسی حرکت فک حین تکلم

ایوب دلیری^۱، فرزاد توحیدخواه^{۲*}، شهریار غریب‌زاده^۳، یاسر شکفته^۴

^۱ کارشناس ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، تهران daliri61@yahoo.com

^۲ دانشیار دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، تهران

^۳ دانشیار دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، تهران gharibzadeh@aut.ac.ir

^۴ دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، تهران y_shekofteh@yahoo.com

چکیده

سیستم تولید گفتار، یکی از پیچیده‌ترین سیستم‌های فیزیولوژیکی است. این سیستم خود از زیر سیستم‌های مختلفی تشکیل شده است که کنترل حرکت و هماهنگی آنها بسیار مهم می‌باشد، چرا که با هر گونه ناهماهنگی، ریتم رشته گفتار تولید شده به‌طور کامل مختل می‌شود. فک یکی از قسمت‌های مهم این سیستم است. تاکنون مدل‌های مختلفی برای حرکت فک ارائه شده است اما مدلی که در برگیرنده برهم‌کنش کامل عضلات، استخوان‌ها و اعصاب به‌طور جامع باشد، ارائه نشده است. در این مقاله با استفاده از مفاهیم فنر-جرم-دمپر و نیز یک مدل غیرخطی، مدلی جامع برای حرکت فک در حین تکلم ارائه شده و برای محاسبه پارامترهای مدل از داده‌های تجربی استفاده گردیده است. نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان دادند که مدل پیشنهادی می‌تواند الگوهای حرکتی فک را با خطای بسیار کم مشابه حالت فیزیولوژیکی ایجاد کند. با توجه به جامع بودن مدل از یک سو و سادگی آن از سوی دیگر، می‌توان از آن در توصیف رفتار حرکتی فک استفاده کرد.

واژه‌های کلیدی: مدلسازی؛ مدل عصبی عضلانی؛ تولیدگفتار؛ فک؛ شناسایی سیستم

*مهم‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان حافظ، دانشگاه امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، آزمایشگاه مدلسازی سیستم‌های بیولوژیکی

تلفن: ۶۴۵۲۱۳۶۳، دورنگار: ۶۶۴۹۵۶۵۵، پیام‌نگار: towhidkhab@aut.ac.ir

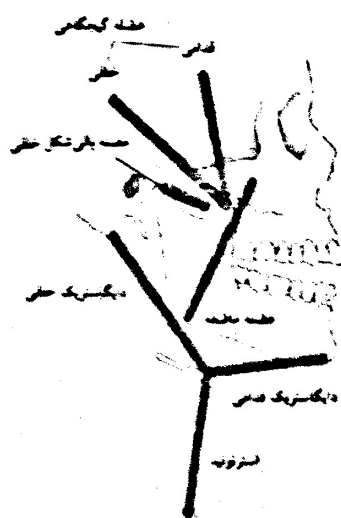
۱- مقدمه

مدل‌ها بر مبنای حرکت فک در حین تنفس به دست آمده‌اند که استفاده از آنها را محدود می‌کند.

در این مقاله به منظور حل مشکلات فوق، مدلی برای توصیف رفتار حرکتی فک ارائه شده است که با استفاده از آن می‌توان به مطالعه رفتار حرکتی فک حین تکلم پرداخت. برای توصیف رفتار غیر فعال عضلات و استخوان‌ها و مفاصل، یک مدل مکانیکی جرم- فنر- دمپر ارائه شده است و برای توصیف رفتار فعال و وابستگی حرکت به سیگنال‌های عصبی نیز یک مدل غیرخطی پیشنهاد شده است. با استفاده از داده‌های حرکتی ثبت شده حین تکلم نیز متغیرهای مدل ارائه شده محاسبه شده است. نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد خروجی مدل به خوبی می‌تواند رفتار دینامیکی حرکت فک حین تکلم را توصیف کند.

۲- مدل پیشنهادی برای حرکت فک

سیستم حرکتی فک یکی از پیچیده‌ترین سیستم‌های حرکتی بدن است که عضلات و استخوان‌های بسیاری را شامل می‌شود. سیستم حرکتی فک شامل عضلات مختلفی است که هر کدام نیز دارای یک تکیه‌گاه خاص‌اند اما به صورت عمده هفت عضله، نقش مهم‌تری در حرکت فک دارند (شکل ۱) [۹-۶]. همان‌طور که در شکل ۱ مشاهده می‌شود این عضلات حرکت فک در سه بعد را فراهم می‌کنند.



شکل ۱- هفت عضله درگیر در حرکات مختلف فک [۶]

تولید گفتار فرایند موتوری بسیار پیچیده‌ای است که به واسطه آن اطلاعات زبانی به حرکت قسمت‌های مختلف سیستم تولید گفتار منجر می‌شود [۱]. فک یکی از قسمت‌های مهم سیستم تولید گفتار است. تولید گفتار تنها با کنترل دقیق حرکت فک امکان‌پذیر است.

از آنجا که فک در انجام فعالیت‌های مختلفی نظیر جویدن، تنفس و تکلم شرکت دارد، از نقطه نظرهای مختلفی مورد مطالعه قرار گرفته و مدل‌های مختلفی برای آن ارائه شده است [۳-۱]. هر یک از این مدل‌ها جهت کاربرد خاصی پیشنهاد شده است که به کارگیری آنها را در توصیف حرکت‌های دیگر با مشکل روبرو می‌سازد [۲-۴]. هنگام تکلم مشابه تنفس، زمان انجام فعالیت حرکتی بسیار مهم است، زیرا با کوچک‌ترین ناهماهنگی، ریتم بیان رشته گفتاری بهم خورده و کلمات به درستی بیان نمی‌شوند [۲، ۵]. اما تفاوت حرکت فک در تکلم با حرکت آن حین تنفس این است که در تکلم "الگوی زمانی" برای حرکت بسیار مهم است [۵]. به همین دلیل در بررسی حرکت فک نمی‌توان از سایر مدل‌های ارائه شده استفاده کرد.

یکی از اولین مدل‌ها برای فک در سال ۱۹۹۶ و با استفاده از فرضیه نقطه تعادل ارائه گردید [۶]. در این مدل سازوکار حرکت فک تنها با توجه به دینامیک عضلات در نظر گرفته شده است. متغیرهای این مدل با استفاده از داده‌های ثبت شده حین تنفس به دست آمد و بیشتر به الگوهای حرکتی حین تنفس پرداخته است. بعدها با افزایش درجه آزادی، مدل‌های کامل‌تری ارائه گردید که در آنها گام‌های مفیدی در جهت تکمیل مدل برداشته شد اما تمام این مدل‌ها دارای رویکردی مشابه مدل اولیه بودند و برای توصیف رفتار حرکتی فک حین تنفس کاربرد داشتند [۲-۷].

این مدل‌ها عموماً بسیار پیچیده‌اند، با استفاده از این مدل‌ها نمی‌توان به مطالعه دینامیک فک حین تکلم پرداخت، زیرا الف) این مدل‌ها تنها به بررسی عضلات پرداخته‌اند و نقش مفاصل و استخوان‌ها را در نظر نگرفته‌اند و ب) متغیرهای این

که در آن f معرف نیروی فعال عضلات است که وابسته به سیگنال‌های عصبی است، m جرم مجموعه فنک و عضلات است، k خاصیت کشسان غیرفعال عضلات، c خاصیت گرانیوی غیرفعال و x معرف جابجایی فنک است. با استفاده از تبدیل لاپلاس^۱ می‌توان تابع تبدیل مدل را مشابه رابطه (۲) محاسبه کرد. در این رابطه در نهایت مدل به شکل استاندارد معادله درجه دوم خطی در آمده است.

$$H(s) = \frac{X(s)}{F(s)} = \frac{1}{ms^2 + cs + k} = G \cdot \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2} \quad (2)$$

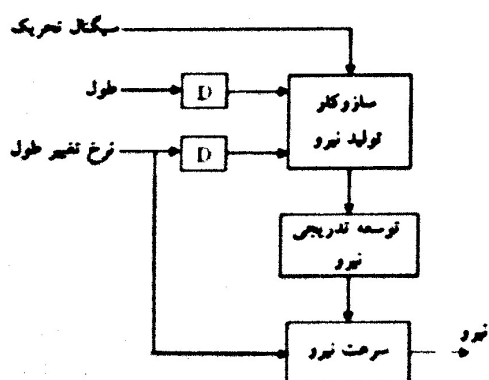
برای تکمیل مدل باید ارتباط بین سیگنال‌های عصبی و نیروی فعال عضلات f نیز مشخص شود. برای این منظور از یک مدل غیرخطی استفاده شده است. شکل ۳ نمای مدل غیرخطی به کار گرفته شده را نشان می‌دهد. همان‌طور که می‌دانیم سه عامل بسیار مهم در تعیین میزان نیروی فعال عضلات عبارت‌اند از: سیگنال مشخص کننده طول عضله؛ سیگنال مشخص کننده سرعت حرکت عضله و سرانجام سیگنال عصبی مرکزی برای انقباض. روابط (۳) تا (۶) معادلات مربوط به این مدل غیرخطی را بیان می‌کنند [۸، ۹]. جدول ۱ پارامترهای به کار رفته در معادلات را معرفی می‌کند.

$$A(t) = \text{sign}(l(t-d) - \lambda(t) + \mu \dot{l}(t-d)) \quad (3)$$

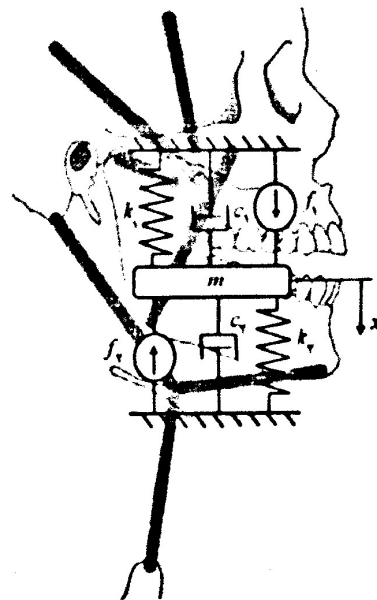
$$M = \rho(\exp(cA) - 1) \quad (4)$$

$$\tau \dot{N} + 2\tau N + N = M \quad (5)$$

$$f = N[g_1 + g_2 \tan^{-1}(g_3 + g_4 \dot{l})] \quad (6)$$



شکل ۳- مدل غیرخطی که وابستگی نیروی فعال عضله را به سیگنال‌های عصبی نشان می‌دهد (اصلاح شده از مرجع [۹]).



شکل ۲- نمای مدل مکانیکی فنک بر اساس جرم، فنر و دمپر

مدل مکانیکی فنک در شکل ۲ نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، برای مدلسازی مجموعه عضلات از یک مجموعه فنر و دمپر استفاده شده که فنر، معرف خاصیت کشسان^۱ غیرفعال عضلات و استخوان‌ها و مفاصل است و دمپر^۲، معرف خاصیت گرانیوی^۳ غیرفعال عضلات و استخوان‌ها و مفاصل است. برای در نظر گرفتن اینرسی مجموعه عضلات و استخوان فنک نیز از جرم استفاده شده است. همان‌طور که می‌دانیم از عوامل اصلی حرکت، سیگنال‌های عصبی‌اند که از طرف سیستم عصبی به عضلات فرستاده می‌شوند. برای نشان دادن این امر در مدل، از یک منبع نیروی وابسته به سیگنال‌های عصبی استفاده شده است [۹، ۶] و فرض شده است که مجموعه فنر-دمپر-منبع نیرو، در قسمت بالای جرم، در بستن فنک نقش دارند (جرم را بالا می‌کشند) و مجموعه پایین در باز کردن فنک نقش دارند (جرم را پایین می‌کشند). شایان ذکر است در هنگام باز شدن فنک فقط منبع نیروی پایین (f_2) و در هنگام بسته شدن فقط منبع نیروی بالا (f_1) فعال می‌گردند. از آنجا که این دو مجموعه موازی همدیگرند، برای ساده‌سازی محاسبات می‌توان این دو مجموعه را ادغام کرده و به صورت یک مجموعه فنر و دمپر و نیرو در آورد. بر این اساس معادله حرکت مطابق رابطه (۱) خواهد بود.

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = f \quad (1)$$

¹ Elastic

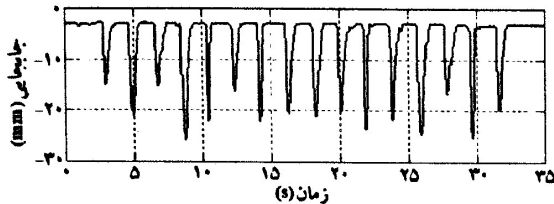
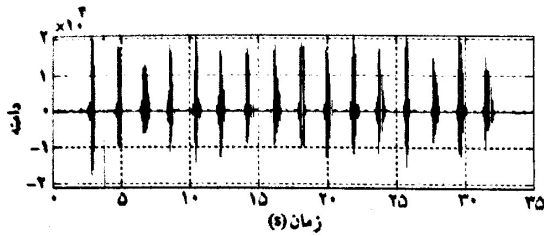
² Damper

³ Viscosity

⁴ Laplace Transformation

جدول ۱- متغیرهای به کار رفته در معادلات ۱ تا ۳

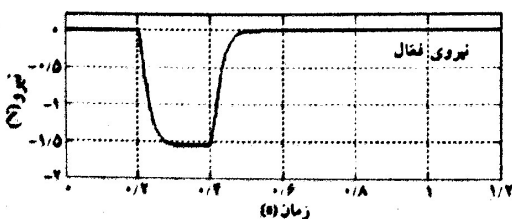
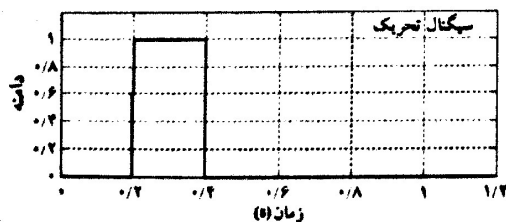
A	فعالیت عضلانی
λ	ورودی عصبی
l	طول
μ	آستانه
M	نیروی انقباضی
N	ضریب نیرو
P	پارامتر دامنه
B_i	ضرایب ویژه



شکل ۴- سیگنال گفتار حین بیان رشته‌های مختلف گفتاری (بالا) و جابجایی فک حین تکلم (پایین)

۴- تخمین پارامترها و شبیه‌سازی مدل

برای شبیه‌سازی از مقادیر عددی ارائه شده در مراجع [۸، ۹] استفاده شد. بر اساس تحقیقات میزان تحریک سیستم عصبی با فعالیت الکترومایوگرافی و زمان تحریک متناظر است [۴، ۶، ۹]. بر همین اساس در این مقاله برای مدل‌سازی سیگنال تحریک^۴ از یک پالس مربعی استفاده شده است که میزان بالا بودن پالس وابسته به تنظیمات سیستم عصبی و در حقیقت معرف میزان تحریک سیگنال عصبی است. به عبارت دیگر میزان فاصله این سیگنال از یک، معرف زمان باز و بسته شدن فک را مشخص می‌کند. برای شبیه‌سازی مدل از جعبه ابزار سیمولینک^۵ از نرم‌افزار MATLAB^۶ استفاده شده است. شکل ۵ سیگنال عصبی ورودی و سیگنال خروجی مدل فعال عضله را که در واقع همان نیروی فعال f است نشان می‌دهد.



شکل ۵- سیگنال عصبی ارسال شده از مراکز سطح بالای عصبی و نیروی فعال ناشی از خروجی مدل فعال عضله

مطالعات نشان داده اند که تغییرات طول و سرعت در مورد عضلات فک بسیار جزئی است و می‌توان از آنها صرف‌نظر کرد [۸، ۹]. بنابراین در مقاله حاضر از این دو مورد صرف‌نظر شده است.

۳- نحوه ثبت داده‌ها

برای ثبت داده‌ها از مشارکت ۵ فرد که هیچ‌کدام سابقه بیماری‌های حرکتی گفتار نداشتند، استفاده شده است. داده‌ها در آزمایشگاه کنترل حرکات دانشگاه مک گیل^۵ کانادا ثبت شده‌اند. داده‌ها با استفاده از سیستم اپتوالکترونیکی اندازه‌گیری حرکت ثبت شده‌اند. این سیستم شامل سه حسگر تک‌محوره است که مسیر حرکت حسگرهای نوری (دیودهای نوری مادون قرمز) را دنبال می‌کنند. داده‌های حرکتی فک با استفاده از این سیستم و با فرکانس ۱۰۰۰ Hz ثبت شدند. همچنین با استفاده از یک میکروفن و با فرکانس ۴۴۱۰۰ Hz داده‌های صدای اشخاص نیز ثبت شدند.

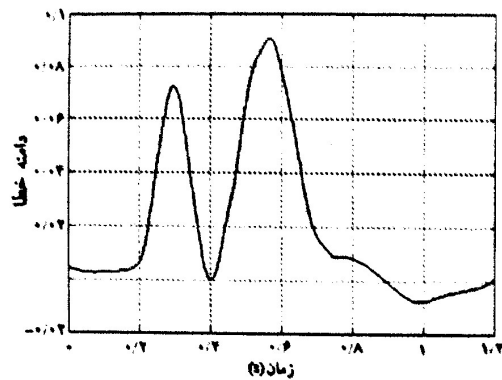
برای ثبت داده‌ها از هر شخص درخواست شد که ۵ رشته گفتاری مختلف را که به یکبار باز و بسته شدن فک منجر می‌شدند، ۱۰ بار تکرار کند. بنابراین میزان کل داده‌های هر شخص ۵۰ نمونه سیگنال حرکتی فک و رشته گفتاری متناظر است. شکل ۴ یک نمونه از سیگنال حرکتی متناظر با یک رشته گفتاری که شخص بیان کرده است را نشان می‌دهد.

^۵ McGill University

^۶ Central Command

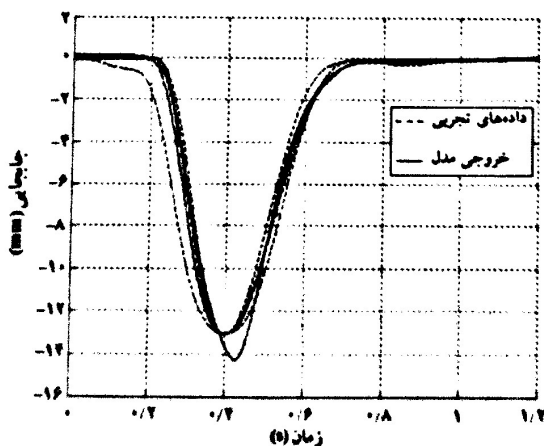
^۷ Simulink

^۸ Matrix Laboratory



شکل ۷- خطای خروجی تولید شده به وسیله مدل و داده‌های حرکتی شخص A

با میانگیری از پارامترهای تخمین زده شده برای اشخاص مختلف، مدل دوباره شبیه‌سازی شده است. شکل ۸ خروجی مدل را نشان می‌دهد که بر اساس استفاده از میانگین پارامترها به دست آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، در این حالت خطای خروجی مدل افزایش یافته است، زیرا پارامترهای میانگین استفاده شده با پارامترهای تخمین زده شده برای هر شخص متفاوت است. از آنجا که هدف، ارائه مدلی جامع است که برای اشخاص مختلف کاربرد داشته باشد، خروجی مدل با میانگین داده‌های حرکتی شخص پنجم که در فرایند تخمین پارامتر مورد استفاده نگرفته بود، مقایسه شد. شکل ۹ خروجی مدل و داده‌های حرکتی شخص پنجم را نشان داده است.



شکل ۸- خروجی مدل و داده‌های حرکتی واقعی

جدول ۲- مقادیر متغیرهای مدل برای اشخاص مختلف و مقادیر

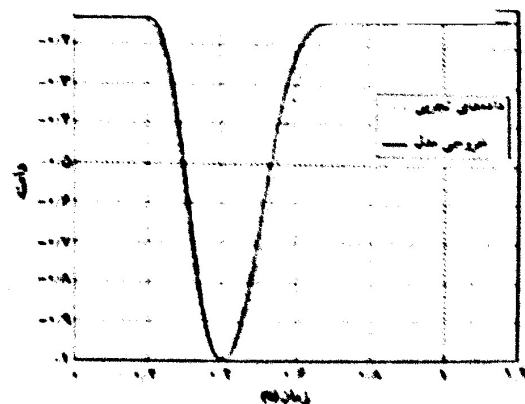
میانگین اشخاص

میانگین	D	C	B	A	
۰.۹۵۹	۰.۹۳۳	۰.۹۰۸	۱.۰۹۷	۰.۸۹۷	۱
۱۹.۲۹۸	۱۸.۵۵۲	۱۷.۵۹۲	۲۱.۳۶۵	۱۹.۶۷	۵
۱۰.۳۵۶	۱۰.۸۱۲	۱۰.۸۱۲	۱۰.۵۲۱	۹.۲۵۶	G

پس از محاسبه نیروی f که ورودی مدل مکانیکی فک است و با استفاده از داده‌های ثبت شده برای اشخاص مختلف، در این مرحله به تخمین پارامترهای مدل پرداخته می‌شود. حال با استفاده از داده‌های ورودی و داده‌های خروجی مدل مکانیکی، می‌توان با استفاده از روش‌های شناسایی سیستم به تخمین پارامترهای مدل پرداخت. برای این منظور از روش بازگشتی و مدل AR^1 استفاده شد [۱۲].

جدول ۲ متغیرهای تخمین زده شده به وسیله میانگین سیگنال‌های حرکتی هر یک از اشخاص مورد آزمایش را نشان می‌دهد. شایان ذکر است برای محاسبه متغیرها فقط از داده‌های حرکتی ۴ نفر (۲۰ نمونه داده حرکتی برای هر رشته گفتاری) استفاده شد و داده‌های مربوط به نفر پنجم برای آزمودن مدل در نظر گرفته شدند.

شکل ۹ خروجی مدل را با استفاده از متغیرهای شخص A را نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل نشان داده شده است، مدل با خطای بسیار کمی می‌تواند داده‌های حرکتی مربوط به شخص A را دنبال کند. بدیهی است که در این حالت با توجه به اینکه مدل برای شخص A تنظیم شده است دارای خطای بسیار کمی است (شکل ۷).



شکل ۹- داده‌های حرکتی شخص A و خروجی مدل که با استفاده از متغیرهای وی تنظیم شده است.

شده است از داده های حرکتی فک در حین تنفس و جویدن استفاده کرده اند. در واقع مدل های موجود برای فک از دیدگاه غیر تکلمی ارائه شده اند و بنابراین نمی توان از آنها برای بررسی حرکت فک در هنگام تکلم استفاده کرد. در مقاله حاضر مدلی برای فک ارائه شده است که با استفاده از آن می توان به توصیف رفتار دینامیکی حرکت فک در گفتار پرداخت. نکته قابل توجه در مورد مدل پیشنهادی علاوه بر سادگی آن جامع بودن آن است. شایان ذکر است این مدل یک مدل غیرخطی است که در آن ضمن توجه به وابستگی سیستم حرکتی به سیگنال های عصبی، تمام قسمت های این سیستم نیز مد نظر قرار گرفته اند. از مدل پیشنهادی می توان به دو گونه استفاده کرد:

۱. در کاربردهایی مانند کنترل حرکات گفتاری که ممکن است به یک مدل بسیار دقیق نیاز نباشد. در این حالت مدل با ضرایب متوسط می تواند استفاده شود.
 ۲. در کاربردهایی که به مدل دقیق نیاز است مدل کلی به وسیله داده های فرد مورد نظر می تواند تنظیم گردد.
- نتایج شبیه سازی ها نشان می دهد، مدلی که در این مقاله ارائه شد به خوبی رفتار دینامیکی سیستم حرکتی فک را دنبال می کند و می تواند برای توصیف رفتار این سیستم به کار رود.

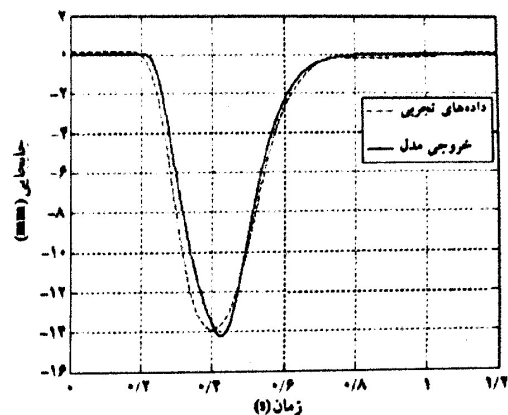
سپاسگزاری

در پایان از آقایان دکتر دارینی و دکتر آستری^{۱۰} از دانشگاه مک گیل کانادا، به پاس کمک های ارزشمندشان در تهیه دادگان، تشکر می شود.

مراجع

- [1] van der Bilt A., Ottenhoff F.A.M., van der Glas H.W., Bosman F., and Abbink J.H., Modulation of the Mandibular Stretch Reflex Sensitivity During Various Phases of Rhythmic Open-Close Movements in Humans, *J. Dent Res*, 1997, 76(4): 839-847.
- [2] Ostry D.J., Munhall K.G., Control of Jaw Orientation and Position in Mastication and Speech, *J. Neurophysiology*, 1994; 71: 1528-1545.
- [3] Ostry D.J., Gribble P.L., Gracco V.L., Coarticulation of Jaw Movements in Speech Production: Is Context Sensitivity in Speech Kinematics Centrally Planned?, *J. Neuroscience*, 1996, 16(4): 1570-1579.

^{۱۰}Ostry



شکل ۹- خروجی مدل و داده حرکتی مربوط به شخص پنجم

باتوجه به شکل هرچند برای تخمین پارامترهای مدل از داده های شخص پنجم استفاده نشده بود اما خروجی مدل که از میانگین پارامترهای چهار فرد دیگر استفاده می کند، می تواند خروجی مطلوبی را تولید کند. بنابراین این مدل یک مدل جامع است که پارامترهای آن برای اشخاص مختلف با خطای قابل قبولی قابل استفاده است. در صورت تمایل به کاهش این خطا، می توان با استفاده از داده های فرد مورد نظر، پارامترهای مدل کلی را برای آن شخص خاص تنظیم کرد.

۵- بحث و نتیجه گیری

تولید گفتار شامل سیستم های حرکتی مختلفی است که هر کدام از این سیستم ها خود شامل مجموعه ای از عضلات و مفاصل است. یکی از این قسمت ها سیستم حرکتی فک است. مدل های مختلفی برای فک ارائه شده است اما اغلب این مدل ها یا بسیار پیچیده اند یا اینکه به تمام اجزای سیستم حرکتی که شامل استخوان ها، مفاصل و عضلات و سیستم عصبی کنترل کننده آنهاست، نپرداخته اند.

از طرف دیگر، سازوکار حرکتی فک از دیدگاه های مختلفی قابل بررسی است زیرا فک در حرکت های مختلفی شرکت دارد که این حرکت ها الگوهای حرکتی مختلفی از نظر الگوی زمانی و دامنه حرکتی دارند. برای مثال الگوی حرکتی فک (و در نتیجه مدل های ارائه شده آنها) حین جویدن با الگوی حرکتی آن در حین تنفس متفاوت است. تاکنون عمده مدل هایی که برای بررسی حرکت فک ارائه

- [9] Shiller D.M., Ostry D.J., Gribble P.L., Effects of Gravitational Load on Jaw Movements in Speech", *J. Neuroscience*, 1999, 19(20): 9073-9080.
- [10] Shiller D.M., Ostry D.J., Gribble P.L., Laboissiere R., Compensation for the Effects of Head Acceleration on Jaw Movement in Speech, *J. Neuroscience*, 2001; 21(16): 6447-6456.
- [11] Ito T., Gomi H., Honda M., Task Dependent Jaw-Lip Coordination Examined by Jaw Perturbation during Bilabial-Consonant Utterances, Proceedings of the 5th Seminar on Speech Production, Bavaria, 2000, May 1-4. 41-44.
- [12] Ito T., Gomi H., Honda M., Dynamical simulation of speech cooperative articulation by muscle linkages, *J. Biol. Cybern.*, 2004; 91 275-282
- [4] Stone M., David E., A head and transducer support system for making ultrasound images of tongue/jaw movement, *J. Acoust. Soc. Am.*, 1997, 98. 3107-3112.
- [5] Ostry D.J., Gribble P.L., Levin M.F., Feldman A.G., Phasic and tonic stretch reflexes in muscles with few muscle spindles: human jaw-opener muscles, *J. Exp. Brain Res.*, 1997, 116. 299-308.
- [6] Laboissiere R., Ostry D.J., Feldman A.G., Control of multi-muscle systems: human jaw and hyoid movements, *J. Biol. Cybern.*, 1996, 23. 245-263
- [7] Shiller D.M., Houle G., Ostry D.J., Voluntary Control of Human Jaw Stiffness, *J. Neurophysiol.*, 2005, 94: 2207-2217
- [8] Shiller D.M., Laboissiere R., Ostry D.J., Relationship between Jaw Stiffness and Kinematic Variability in Speech, *J. Neurophysiol.*, 2002; 88. 2329-2340.