

## ارزیابی عملکردی فعالیت عضلات در حین بلع در افراد سالم و بیماران مبتلا به دیسفاژی

دکتر سعید طالبیان<sup>۱</sup>، دکتر رویا ابوالفضلی<sup>۲</sup>، دکتر آزاده شادمهر<sup>۳</sup>، دکتر محمدرضا هادیان<sup>۴</sup>، دکتر غلامرضا علیایی<sup>۵</sup>، یاسمن جلیلیان<sup>۵</sup>

- ۱- دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
- ۲- دانشیار گروه آموزشی اعصاب، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
- ۳- استادیار گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
- ۴- استاد گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
- ۵- کارشناس ارشد آسیب شناسی گفتار، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

### چکیده

**زمینه و هدف:** اختلال در بلع یکی از مهمترین شکایات در افراد با ضایعات اعصاب مرکزی است. با توجه به مسن شدن جامعه به نظر می‌رسد درصد ضایعات مغزی نیز افزایش پیدا کند و افراد مبتلا به دیسفاژی نیز درصد بیشتری در این محدوده سنی را بخود اختصاص دهند. اغلب این بیماران دچار یک آسیب‌راسیون نهفته و مخفی هستند ارزیابی الکترومیوگرافی بلع میتواند به سمت شاخصهای بهبود و اثر بخشی درمان منجر شود. این تحقیق سعی دارد با ثبت الکترومیوگرافی سطحی در عمل بلع به الگوی فعالیت عضلانی و نحوی بکارگیری آن بپردازد.

**روش بررسی:** تعداد ۲۰ فرد سالم در محدوده سنی ۲۰ تا ۵۰ سال و ۱۰ فرد مبتلا به اختلال در بلع در این تحقیق شرکت کردند. ثبت سطحی فعالیت عضلات اوربیکولاریس اوریس، بوکسیناتور، استرنوکلیئیدوماستوئیدو طرف و عضلات میانی ناحیه حلق درحین سه حالت بلع مایع شامل آب، شربت و عسل به ترتیب انجام شد. میزان فعالیت، مدت زمان آن، میانه طیف فرکانس و پهنای باند در عضلات فوق محاسبه شدند.

**یافته‌ها:** با افزایش غلظت شیرینی و چسبندگی محلول میزان فعالیت، مدت زمان، میانه و پهنای باند فرکانس و جزء غیر وابسته در افراد سالم برای همه عضلات افزایش یافت ( $p < 0.05$ ). این فرایند در بیماران همراه با افزایش بیشتر فعالیت عضلات در ناحیه دهان بود ولی مدت زمان بیشتری در ناحیه حلق نشان دادند ( $p < 0.05$ ). مقایسه دو گروه نشان داد که بیماران دارای مدت زمان بیشتر بویژه در عضلات ناحیه حلق ( $p < 0.05$ ) و بر عکس کاهش فعالیت و شاخصهای فرکانس در مقایسه با افراد سالم هستند ( $p < 0.05$ ).

**نتیجه‌گیری:** بیماران تمایل دارند بیشتر مایع را در محدوده دهانی نگهدارند و در حین بلع حلقی با محدودیت بیشتری همراه هستند. همچنین بیماران ممکن است دچار خستگی زودرس و عدم توانایی در حفظ موقعیت نگهداری مایع بخصوص در ناحیه حلق شوند و منجر به تغییر مسیر مایع به مجرای تنفسی گردد. لذا در بخش درمان و توصیه‌های توانبخشی تاکید بیشتری بر هماهنگی فعالیت عضلانی دهانی حلقی باید بشود و با الگوهای حرکتی درمانی این فرایند را ترمیم نمود.

**کلید واژه‌ها:** بلع، دیسفاژی، الکترومیوگرافی سطحی، کنترل حرکت

(وصول مقاله: ۱۳۸۹/۳/۱۷ پذیرش مقاله: ۱۳۸۹/۵/۲۸)

**نویسنده مسئول:** تهران، خیابان انقلاب، پیچ شمیران، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیوتراپی

Email: talebian@sina.tums.ac.ir

### مقدمه

بیشتری در این محدوده سنی را بخود اختصاص دهند. تشخیص اولیه دیسفاژی در زمان اختصاص به درمان جهت جلوگیری از عوارض بسیار مهم است.

بطوری که دیسفاژی احتمال ابتلا به بیماریهای بعدی و مرگ را به دلیل پنومونی ناشی از آسپیراسیون، کاهش استقلال و سوء تغذیه افزایش می‌دهد. پنومونی ناشی از آسپیراسیون یک شکایت شایع متعاقب دیسفاژی است (۳-۶).

اغلب این بیماران دچار یک آسیب‌راسیون نهفته و مخفی هستند که ممکن است علائم کلینیکی مشخصی را در

دیسفاژی یا اختلال در بلع یکی از مهمترین شکایات در افراد مبتلا به ضربه مغزی است. حدود ۵۰ درصد این افراد در دوهفته ابتدایی شروع عارضه مغزی به خودی خود بهبود می‌یابند (۱). بقیه افراد نیز بطور تدریجی بهبودی خفیفی پیدا می‌کنند. شیوع تشخیص دیسفاژی در بیماران یکماه گذشته از ضربه مغزی چیزی حدود ۲ تا ۲۱ درصد است و این میزان می‌تواند تا ۷ درصد در بعداز ۳ ماه ادامه داشته باشد (۲). با توجه به مسن شدن جامعه و افزایش متوسط سن به نظر می‌رسد درصد ضایعات مغزی نیز افزایش پیدا کند و افراد مبتلا به دیسفاژی نیز درصد

نیاز است که رفتار این عضلات همزمان مورد در یک عمل واحد مورد ارزیابی قرار گیرد. در این رابطه روشهای استاندارد برای ثبت الکترومیوگرافی یک یا تعدادی از این عضلات وجود دارد (۱۸ - ۲۲).

ارزیابی الکترومیوگرافی بلع با استفاده از سوزن در مقایسه با عضلات اندامها همواره جای بحث دارد. این امر به عدم راحتی بیمار بویژه در مواردی که نیاز به حرکت سوزن باشد و همچنین مجاورت عضلاتی که الزاما در بلع دخالت ندارند مربوط می‌شود و حتی در بعضی از بیماران نیاز به بی‌حسی و بی‌هوشی است که می‌تواند روی نتایج اثر بگذارد (۲۳). از طرفی استفاده همزمان از چندین سوزن در این ارزیابی بسیار مشکل است (۲۴-۲۷).

برعکس الکترومیوگرافی سطحی در ثبت همزمان چند عضله امکان پذیر و راحت تر است و در مواردی جنبه درمانی بصورت بیوفیدبک نیز دارد (۲۸). در موارد کار با کودکان نیز ثبت خاصی از یافته‌های الکترومیوگرافی سطحی کمک به ارزیابی بهتر آنان می‌کند (۲۹). در ارزیابیهای کلینیکی بلع غیر طبیعی ترکیب الکترومیوگرافی سطحی با سایر روشها می‌تواند درک بهتری از شرایط قرارگیری زبان در مقابل دندانها داشته باشد (۳۰). اخیرا بر روی ۴۴۰ فرد سالم الکترومیوگرافی سطحی مراحل بلع را انجام داده‌اند و بصورت یک گزارش مروری بر اساس محاسبه دامنه فعالیت عضلات درگیر گزارش کرده‌اند و نتیجه گرفته‌اند که این روش می‌تواند در ارزیابی کمک کننده باشد (۳۱).

تنها مشکل این روش پدیده هم‌ثبتي یا cross-talk است که چندین عضله ممکن است با هم ثبت شوند. این پدیده در عمل بلع نیز ممکن است بوجود آید زیرا که چندین عضله باهم در این عمل درگیر هستند. اخیرا McKeown و همکارانش پیشنهاد کردند که میانگین میزان cross-talk بین الکترودها، مقادیر استخراجی قابل اطمینان و قوی تری از فعالیت ثبت شده توسط الکترومیوگرافی سطحی را نشان می‌دهد. آنان با استفاده از این روش که تکنیک Independent Component Analysis (ICA) می‌باشد ارزیابی عملکرد عضلات مختلف در عمل بلع را انجام دادند و مقایسه‌ای داشتند با بیماران مبتلا به اختلال در بلع و نشان دادند پدیده هم‌انقباضی در عمل بلع اندک بوده و این روش می‌تواند در جهت تعیین الگوی بکارگیری عضلات و دستیابی به نوع رفتار این عضلات در طراحی روشهای درمانی بسیار مفید باشد (۳۲، ۳۳). این تحقیق سعی دارد با ثبت الکترومیوگرافی سطحی عضلات شرکت کننده در عمل بلع به

ظاهر نشان ندهند (۶). بلع با معاینه کلینیکی و توسط آسیب شناس گفتار ماهر انجام می‌شود. این افراد بطور معمول ارزیابی بلع نرمال را در چهار فاز انجام می‌دهند که شامل: فاز آماده سازی دهان یا oral preparatory phase، فاز انتقال دهانی یا oral transfer phase، فاز حلقی یا pharyngeal phase (شامل رفلکس اولیه بلع و عمل بلع و پاک سازی) و فاز مری یا esophageal phase است. فرد مبتلا به دیسفاژی ممکن است در هریک از مراتب فوق دچار مشکل باشد. معاینات کلینیکی اغلب با آزمونهای تکمیلی دیگر همراه است. ویدئوفلوروسکوپی یک روش رایج در ارزیابی مراحل چهارگانه بلع است. روش جدیدتر فایبروپتیک اندوسکوپی (fiber optic endoscopic) برای این ارزیابی است و معاینه کننده را قادر می‌سازد مستقیم تر عمل بلع را ارزیابی کند.

مشاهده مستقیم بلع انسان و حیوان به وضوح نشان می‌دهد که بلع بطور ذاتی یک مجموعه رفتار حرکتی است. در مدل‌های اولیه بلع بر اساس یکپارچه سازی یا هم افزایی ورودیهای حسی و حرکتی در ساقه مغز یا brainstem بروز می‌کند (۷، ۸). اما شواهد روشنی وجود دارد که نشان می‌دهد بلع یک فعالیت عضلانی است که بر اساس یکپارچه سازی پیچیده منابع حرکتی و حسی به همراه منابع توجه بوده و شبیه به سایر عملکردهای کنترل حرکت است (۹، ۱۰).

بعنوان مثال بررسی فانکشنال ام آر آی (fMRI) از بلع نشان داد که مناطق anterior caudal sensorimotor cortex، anterior frontal operculum، premotor cortex، insula cingulated و anterolateral and prefrontal cortex و posterior parietal cortex و cingulated temporal cortex در انجام بلع فعال هستند (۱۱). لذا جای تعجب ندارد که مطرح شود برای بهبود عمل بلع باید کورتکس حرکتی مجددا سازمانندی (re-organize) شود. شاید بیشتر از هر عمل حرکتی، بلع نیاز به بکارگیری مرکز تولیدات الگوی حرکتی یا (CPGs) central pattern generators دارد (۱۲ - ۱۴). به نحوی که ساختارهای ساقه مغز یا نخاع می‌توانند مراحل پیچیده را در فعالیتهای عضلانی باز گشایی یا encode کنند. بطور تئوری و کلینیکی شواهدی وجود دارد که از عمل CPGs در کنترل عضلات اندامها حمایت می‌کنند (۱۵ - ۱۷).

وجود CPGs این معنی را به همراه دارد که می‌توان با روشهای ارزیابی الگوی بکارگیری و هماهنگی عضلات رفتار یک حرکت را ارزیابی کرد. اگر بلع تحت کنترل CPGs باشد و دستورات کورتکس توسط آن در چندین عضله توزیع می‌شود،

الگوی فعالیت عضلانی و نحوی بکارگیری آن با سایر شاخص‌هایی که تا کنون به آن توجه نشده است بپردازد.

### روش بررسی

تعداد ۲۰ فرد سالم در محدوده سنی ۲۰ تا ۵۰ سال و ۱۰ فرد مبتلا به اختلال در بلع (سه بیمار با سابقه همی پارزی و هفت بیمار با سابقه ALS و اختلال بلع بدون سابقه اسپیراسیون در سه ماه گذشته) پس از ارجاع توسط متخصص نورولوژی و تکمیل فرم رضایت نامه و آشنایی با مراتب آزمونها در این تحقیق شرکت کردند. افراد سالم دارای عدم سابقه اختلال عصبی-عضلانی، مشکلات دهانی و بلع، اختلالات تنفسی، عدم استفاده از داروهای آرام بخش و استفاده از پروتزهای متحرک دندانی در زمان آزمایش بودند. همچنین افراد بیمار دارای سابقه اختلال بلع و عدم استفاده از داروهای آرام بخش و استفاده از پروتزهای متحرک دندانی در حین آزمایش بودند. چنانچه کلیه افراد در زمان آزمایش دارای حساسیت به الکترودهای ثبات یا دچار خستگی در حین انجام آزمایش و یا عدم تمرکز کافی در انجام تکالیف بودند از آزمایش حذف می‌شدند. پس از ورود افراد به آزمایش آنها در حالت نشسته روی صندلی با تکیه گاه مناسب قرار می‌گرفتند و با قرار دادن ساعدها روی دسته صندلی ثبات تنه را فراهم می‌کردند. الکترودهای ثبات سطحی به تعداد ۷ جفت در دو طرف با فاصله ۲ سانتیمتر بین الکترودهای فعال و غیر فعال بر روی عضلات مؤثر در عمل بلع با چسب مخصوص ثابت می‌شدند به نحوی که برای اوربیکولاریس اوریس الکترودهای فعال حدود ۱ سانتیمتری گوشه لب و الکترودهای غیر فعال پایین و خارج آن، برای بوکسیناتور الکترودهای فعال روی شکم عضله و الکترودهای غیر فعال مایل بالا و خارج آن، برای استرنوکلوئیدوماستوئید الکترودهای فعال روی میانه لبه قدامی عضله و الکترودهای غیر فعال پایین تر آن و برای عضلات ناحیه قدام و میانی حلق الکترودهای فعال حدود ۲ سانتیمتر بالای شیار

فوقانی استرنوم در خط میانی و الکترودهای غیر فعال بالاتر روی غضروف تیروئید بود. همچنین الکترودهای زمین به مچ دست راست بسته می‌شد. سپس از افراد خواسته می‌شد بطور تکراری ابتدا ۵ میلی‌لیتر آب، شربت غلیظ و غسل را بطور راحت با استفاده از قاشق یک بار مصرف که توسط فرد کمک کننده داده می‌شد ابتدا در دهان وضعیت دهند و سپس با کمک زبان ماده موجود را آماده بلع نمایند و آنگاه عمل بلع را در حالی که سر در وضعیت عمودی قرار دارد انجام دهند. بین هر بار بلع استراحتی حدود ۱۰ دقیقه انجام می‌شد. همزمان ثبت الکترومیوگرافی از زمان ورود غذا به دهان تا خاتمه بلع بعمل می‌آمد.

از دستگاه Data Logger با قابلیت ثبت با فرکانس 1 KHz در محدوده ۱۰ تا ۴۰۰ هرتز استفاده می‌شد. پس از ثبت الکترومیوگرافی و ذخیره اطلاعات با استفاده از نرم افزار Data Link مقادیر فعالیت عضله برحسب میکرو ولت با شاخص RMS، مدت زمان فعالیت برحسب میلی‌سکند و میانه طیف فرکانس برحسب هرتز انجام می‌گرفت.

### یافته‌ها

به منظور تجزیه و تحلیل داده‌های آماری پژوهش حاضر، پس از انتخاب نمونه تحقیق و اجرای کامل آزمایش‌های مربوطه کلیه اطلاعات از طریق نرم افزار آماری SPSS و پیرایش ۱۱/۱ با آزمون Mann-Whitney مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. افراد شرکت کننده در این مطالعه شامل ۲۵ داوطلب بودند (۱۵ فرد سالم و ۱۰ بیمار مبتلا به اختلال بلع). مشخصات میانگین به همراه انحراف از معیار مربوط به افراد شرکت کننده در تحقیق نظیر سن، وزن، قد و شاخص جرم بدن در جدول شماره ۱ ارائه شده است. مقایسه میانگین میزان فعالیت عضلات، زمان آن و میانه طیف فرکانس در بلع‌های مختلف نشان داد که تفاوت مشخصی بین شرایط بلع در بین دو گروه وجود دارد (جدول ۲ تا ۴).

جدول ۱- مشخصات افراد شرکت کننده شامل میانگین و انحراف معیار

کل	بیمار		سالم		میانگین	انحراف معیار
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار		
سن (سال)	۵۰/۹۸	۸/۶۵	۵۷/۲۰	۱۵/۵۴	۴۶/۸۳	
وزن (کیلوگرم)	۷۱/۷۶	۶/۵۷	۷۳/۵۰	۴/۱۷	۷۰/۶۰	
قد (متر)	۱/۶۷	۰/۰۴۲	۱/۶۶	۰/۰۴۱	۱/۶۷	
شاخص جرم بدن	۲۵/۶۷	۲/۰۰	۲۶/۳۷	۱/۶۹	۲۵/۲۰	

جدول ۲- مقایسه میانگین فعالیت الکترومیوگرافی عضلات شرکت کننده بین دو گروه در حالت بلع آب، شربت و عسل با شاخص RMS بر حسب میکرو ولت

سطح معنا داری	بیمار		سالم		
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	
۰/۱۵	۴/۹۶	۱۴/۸۶	۴/۶۷	۱۷/۳۷	اریکولاریس اوریس (راست)
۰/۰۴	۳/۸۹	۱۹/۳۷	۴/۹۷	۲۳/۴۳	بوکسیناتور (راست)
۰/۰۸	۳/۶۱	۱۸/۳۸	۴/۷۶	۲۰/۹۱	اریکولاریس اوریس (چپ)
۰/۰۱	۵/۴۰	۱۷/۴۴	۸/۹۱	۲۴/۹۳	بوکسیناتور (چپ)
۰/۰۲	۲/۶۴	۹/۹۱	۴/۸۸	۱۴/۰۹	استرنوکلونیدوماثوئید (راست)
۰/۰۱	۳/۳۴	۱۳/۷۲	۴/۰۳	۱۷/۵۲	استرنوکلونیدوماثوئید (چپ)
۰/۰۴	۳/۵۲	۷/۹۲	۴/۳۰	۱۱/۵۳	عضلات حلق
۰/۰۱	۳/۷۸	۱۷/۱۹	۴/۱۴	۲۲/۱۲	اریکولاریس اوریس (راست)
۰/۰۰	۳/۶۷	۲۲/۸۰	۴/۹۷	۳۳/۱۴	بوکسیناتور (راست)
۰/۰۰	۲/۸۹	۲۰/۳۳	۳/۲۸	۲۶/۶۳	اریکولاریس اوریس (چپ)
۰/۰۰	۱۰/۱۰	۲۳/۶۷	۱۶/۳۹	۴۲/۹۹	بوکسیناتور (چپ)
۰/۰۰	۳/۲۰	۱۱/۶۶	۴/۸۷	۱۹/۰۳	استرنوکلایکوئید (راست)
۰/۰۰	۳/۴۲	۱۵/۱۴	۵/۳۰	۲۳/۴۳	استرنوکلایکوئید (چپ)
۰/۰۷	۳/۹۰	۱۵/۵۶	۴/۶۵	۱۸/۸۹	عضلات حلق
۰/۰۲	۱۱/۱۵	۴۹/۹۲	۹/۷۶	۳۸/۰۵	اریکولاریس اوریس (راست)
۰/۰۰	۸/۳۹	۶۶/۸۱	۸/۶۲	۵۳/۴۱	بوکسیناتور (راست)
۰/۰۱	۷/۸۲	۵۳/۲۵	۷/۵۵	۴۵/۰۳	اریکولاریس اوریس (چپ)
۰/۲۹	۱۵/۶۱	۷۳/۳۷	۱۶/۹۰	۶۳/۹۱	بوکسیناتور (چپ)
۰/۰۰	۵/۴۰	۲۳/۹۹	۱۰/۳۱	۴۵/۹۲	استرنوکلونیدوماثوئید (راست)
۰/۰۰	۳/۲۷	۲۴/۶۳	۵/۲۶	۴۵/۶۳	استرنوکلونیدوماثوئید (چپ)
۰/۰۰	۵/۴۰	۷۶/۲۳	۹/۲۹	۴۶/۴۳	عضلات حلق

آب

شربت

عسل

جدول ۳ - مقایسه میانگین مدت زمان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات شرکت کننده بین دو گروه در حالت بلع آب، شربت و عسل برحسب هزارم ثانیه

سطح معناداری	بیمار		سالم			
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین		
۰/۰۱	۳۱۰/۰۶	۸۷۲/۰۰	۱۹۵/۱۰	۵۸۵/۴۷	اربیکولاریس اوریس (راست)	آب
۰/۰۰	۲۵۶/۷۵	۱۳۸۷/۲۰	۱۹۳/۶۴	۸۱۷/۵۳	بوکسیناتور (راست)	
۰/۰۰	۴۸۸/۰۰	۱۲۵۰/۹۰	۲۵۷/۵۲	۷۴۷/۵۳	اربیکولاریس اوریس (چپ)	
۰/۰۱	۵۹۶/۳۳	۱۵۴۹/۶۰	۳۳۹/۱۳	۹۸۲/۴۷	بوکسیناتور (چپ)	
۰/۰۰	۳۵۶/۹۶	۱۳۲۸/۰۰	۱۹۵/۲۶	۵۷۱/۶۰	استرنوکلونئیدوماثوئید (راست)	
۰/۰۰	۱۹۳/۱۲	۲۰۳۳/۰۰	۱۴۲/۸۹	۶۸۳/۳۳	استرنوکلونئیدوماثوئید (چپ)	
۰/۰۲	۳۳۹/۹۲	۷۹۲/۱۰	۱۸۱/۵۶	۴۸۲/۱۳	عضلات حلق	
۰/۰۰	۲۱۲/۴۲	۱۶۸۹/۰۰	۲۰۶/۸۱	۷۹۰/۰۰	اربیکولاریس اوریس (راست)	
۰/۰۰	۱۱۱/۵۸	۱۶۹۵/۰۰	۱۲۵/۶۷	۸۲۴/۱۳	بوکسیناتور (راست)	
۰/۰۰	۳۳۳/۵۶	۱۶۲۰/۰۰	۱۷۴/۲۵	۷۹۳/۸۷	اربیکولاریس اوریس (چپ)	
۰/۰۰	۵۴۶/۴۹	۲۱۲۳/۲۰	۶۰۰/۹۹	۱۳۳۰/۴۰	بوکسیناتور (چپ)	
۰/۰۰	۲۲۹/۷۶	۱۹۶۲/۱۰	۸۱/۳۶	۸۷۱/۷۳	استرنوکلونئیدوماثوئید (راست)	
۰/۰۰	۳۷۸/۰۵	۲۲۳۲/۹۰	۱۵۲/۹۶	۹۹۱/۶۰	استرنوکلونئیدوماثوئید (چپ)	
۰/۰۰	۸۹۴/۷۹	۲۳۵۲/۸۰	۳۴۹/۹۴	۹۸۴/۶۰	عضلات حلق	
۰/۰۰	۵۶۱/۹۴	۲۹۱۷/۸۰	۲۶۷/۵۷	۱۲۱۵/۶۰	اربیکولاریس اوریس (راست)	
۰/۰۰	۸۶۶/۹۰	۳۵۸۹/۰۰	۳۰۳/۷۵	۱۵۶۲/۰۰	بوکسیناتور (راست)	
۰/۰۰	۷۱۷/۴۵	۲۸۸۰/۰۰	۱۶۶/۱۶	۹۰۱/۴۷	اربیکولاریس اوریس (چپ)	
۰/۰۰	۶۶۱/۲۷	۲۸۵۹/۶۰	۳۴۸/۲۷	۱۲۹۲/۶۷	بوکسیناتور (چپ)	
۰/۰۰	۴۵۵/۰۷	۴۱۳۵/۵۰	۲۷۲/۴۴	۱۳۴۰/۰۷	استرنوکلونئیدوماثوئید (راست)	
۰/۰۰	۴۹۵/۵۷	۳۹۱۵/۳۰	۲۵۰/۳۱	۱۳۴۵/۱۳	استرنوکلونئیدوماثوئید (چپ)	عسل
۰/۰۰	۶۵۶/۱۶	۴۳۹۹/۰۰	۲۰۰/۲۳	۱۳۹۲/۱۳	عضلات حلق	

جدول ۴ - مقایسه میانگین میانه طیف فرکانس فعالیت الکترومیوگرافی عضلات شرکت کننده بین دو گروه در حالت بلع آب، شربت و عسل بر حسب هرتز

سطح معنا داری	بیمار		سالم		
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	
۰/۱۵	۳۷/۲۳	۱۱۱/۶۰	۳۵/۱۰	۱۳۰/۴۷	اریکولاریس اوریس (راست)
۰/۰۴	۲۹/۱۹	۱۴۵/۴۷	۳۷/۲۹	۱۷۵/۹۸	بوکسیناتور (راست)
۰/۰۸	۲۷/۱۰	۱۳۸/۰۳	۳۵/۷۸	۱۵۷/۰۱	اریکولاریس اوریس (چپ)
۰/۰۱	۴۰/۵۵	۱۳۰/۹۷	۶۶/۹۳	۱۸۷/۲۵	بوکسیناتور (چپ)
۰/۰۲	۱۹/۸۴	۷۴/۴۲	۳۶/۶۵	۱۰۵/۷۹	استرنوکلونیدومائوئید (راست)
۰/۰۱	۲۵/۱۱	۱۰۳/۰۴	۳۰/۲۸	۱۳۱/۵۸	استرنوکلونیدومائوئید (چپ)
۰/۰۴	۲۶/۴۳	۵۹/۵۰	۳۲/۳۱	۸۶/۶۲	عضلات حلق
۰/۰۱	۲۸/۳۶	۱۲۹/۱۰	۳۱/۱۲	۱۶۶/۱۲	اریکولاریس اوریس (راست)
۰/۰۰	۲۷/۵۳	۱۷۱/۲۳	۳۷/۲۹	۲۴۸/۸۸	بوکسیناتور (راست)
۰/۰۰	۲۱/۶۹	۱۵۲/۶۷	۲۴/۶۴	۲۰۰/۰۲	اریکولاریس اوریس (چپ)
۰/۰۰	۷۵/۸۸	۱۷۷/۷۶	۱۲۳/۰۶	۳۲۲/۸۸	بوکسیناتور (چپ)
۰/۰۰	۲۴/۰۵	۸۷/۵۷	۳۶/۵۷	۱۴۲/۹۴	استرنوکلونیدومائوئید (راست)
۰/۰۰	۲۵/۷۱	۱۱۳/۶۹	۳۹/۸۰	۱۷۵/۹۸	استرنوکلونیدومائوئید (چپ)
۰/۰۷	۲۹/۲۷	۱۱۶/۸۸	۳۴/۹۳	۱۴۱/۸۴	عضلات حلق
۰/۰۲	۷۰/۲۵	۳۱۴/۵۱	۶۱/۴۷	۲۳۹/۷۴	اریکولاریس اوریس (راست)
۰/۰۰	۵۲/۸۸	۴۲۰/۹۲	۵۴/۳۴	۳۳۶/۴۶	بوکسیناتور (راست)
۰/۰۱	۴۹/۲۶	۳۳۵/۴۸	۴۷/۵۴	۲۸۳/۷۱	اریکولاریس اوریس (چپ)
۰/۲۹	۹۸/۳۵	۴۶۲/۲۴	۱۰۶/۴۵	۴۰۲/۶۱	بوکسیناتور (چپ)
۰/۰۰	۳۴/۰۴	۱۵۱/۱۴	۶۴/۹۵	۲۸۹/۳۰	استرنوکلونیدومائوئید (راست)
۰/۰۰	۲۰/۵۹	۱۵۵/۱۶	۳۳/۱۱	۲۸۷/۴۵	استرنوکلونیدومائوئید (چپ)
۰/۰۰	۳۳/۹۹	۱۴۹/۶۶	۵۸/۵۳	۲۹۲/۵۳	عضلات حلق

### بحث

داده‌است که علاوه بر افزایش میزان فعالیت عضلانی در حین بلع مایع غلیظ (عسل) مدت زمان فعالیت نیز تغییر می‌کند و با افزایش همراه است. این پدیده در بیماران از شدت بیشتری از نظر زمانی برخوردار است ولی برعکس میزان فعالیت در مقایسه با افراد سالم افزایش ندارد و بیماران تمایل دارند بیشتر مایع را در محدوده دهانی نگهدارند و در حین بلع حلقی با محدودیت بیشتری همراه هستند. لذا در بخش درمان و توصیه‌های توانبخشی تاکید بیشتری بر هماهنگی فعالیت عضلانی دهانی

ارزیابی رفتار و فعالیت عضلانی در حین عمل بلع با استفاده از الکترودهای سطحی محدود بوده و شامل کارهای تحقیقی Ciavarella، Vaiman، McKeown و همکاران آنان است که بحث ثبت از عضلات شرکت کننده در بلع و میزان دامنه آن را مطرح کرده‌اند. تحقیقات آنان گزارشی بر مقایسه پارامترهای زمانی و فرکانس را نداشته‌است. حال آنکه در جهت افزایش دقت و کاربرد این روش نیاز است سایر شاخص‌های الکترومیوگرافی سطحی نیز بررسی شود. تحقیق حاضر نشان

حلقی باید بشود و با الگوهای حرکتی درمانی این فرایند را ترمیم نمود.

بیماران دارای میانه فرکانس کمتری در مقایسه با افراد سالم در ناحیه حلق هستند به عبارت دیگر با کاهش میانه فرکانسی کمتر دارای خستگی زودرس و عدم توانایی در حفظ موقعیت نگهداری مایع بخصوص در ناحیه حلق هستند. این امر مهم است و در فرایند بیماری می تواند منجر به تغییر مسیر مایع به مجرای تنفسی گردد.

### قدر دانی و تشکر

این تحقیق مصوب شورای پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران بود و با کمک و بودجه تحقیقاتی انجام گرفت. نویسندگان مراتب قدر دانی خود را از دانشگاه علوم پزشکی تهران اعلام می دارند.

## REFERENCES

- 1- Bath PM, Bath FJ, Smithard DG. Interventions for dysphagia in acute stroke. Cochrane Database of Systematic Reviews [computer file] (2), CD000323, 2000.
- 2- Martino R, Pron G, Diamant N. Screening for oropharyngeal dysphagia in stroke: insufficient evidence for guidelines. *Dysphagia* 2000;15(1):19–30.
- 3- Brin MF, Younger D. Neurologic disorders and aspiration. *Otolaryngol Clin North Am* 1988;21(4):691–699.
- 4- Smithard DG, O'Neill PA, Parks C, Morris J. Complications and outcome after acute stroke. Does dysphagia matter? *Stroke* 1996;27(7):1200–1204 (published erratum appears in *Stroke*, 29(7) (1998) 1480–1481).
- 5- Teasell RW, McRae M, Marchuk Y, Finestone HM. Pneumonia associated with aspiration following stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77(7): 707–709.
- 6- Daniels SK, Brailey K, Priestly DH, Herrington LR, Weisberg LA, Foundas AL. Aspiration in patients with acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1998;79(1):14–19.
- 7- Sessle BJ, Henry JL. Neural mechanisms of swallowing: neurophysiological and neurochemical studies on brain stem neurons in the solitary tract region. *Dysphagia* 1989;4(2):61–75.
- 8- Bieger D. Central nervous system control mechanisms of swallowing: a neuropharmacological perspective. *Dysphagia* 1993;8(4):308–310.
- 9- Hamdy S, Aziz Q, Rothwell JC, Power M, Singh KD, Nicholson DA, Tallis RC, et al. Recovery of swallowing after dysphagic stroke relates to functional reorganization in the intact motor cortex. *Gastroenterology* 1998;115(5):1104–1112
- 10- Zald DH, Pardo JV. The functional neuroanatomy of voluntary swallowing. *Ann Neurol* 1999;46(3):281–286.
- 11- Hamdy S, Mikulis DJ, Crawley A, Xue S, Lau H, Henry S, Diamant NE. Cortical activation during human volitional swallowing: an event-related fMRI study. *Am J Physiol* 1999;277(1 Pt 1):G219–G225.
- 12- Dick TE, Oku Y, Romaniuk JR, Cherniack NS. Interaction between central pattern generators for breathing and swallowing in the cat. *J Physiol* 1993;465:715–730.
- 13- Arshavsky YI, Deliagina TG, Orlovsky GN. Pattern generation. *Curr Opin Neurobiol* 1997;7(6):781–789.
- 14- Broussard DL, Altschuler SM. Central integration of swallow and airway protective reflexes. *Am J Med* 2000;108(Suppl 4a):62S–67S.
- 15- Bussel B, Roby-Brami A, Neris OR, Yakovlev A. Evidence for a spinal stepping generator in man. Electrophysiological study. *Acta Neurobiol Exp* 1996;56(1):465–468.
- 16- Dimitrijevic MR, Gerasimenko Y, Pinter MM. Evidence for a spinal central pattern generator in humans. *Ann N Y Acad Sci* 1998;860:360–376.
- 17- Tresch MC, Saltiel P, Bizzi E. The construction of movement by the spinal cord. *Nat Neurosci* 1999;2(2):162–167.
- 18- Blanton PL, Biggs NL, Perkins RC. Electromyographic analysis of the buccinator muscle. *J Dent Res* 1970;49(2):389–394.
- 19- Shipp T, Deatsch WW, Robertson K. Pharyngoesophageal muscle activity during swallowing in man. *Laryngoscope* 1970;80(1):1–16.
- 20- van Overbeek JJ, Wit HP, Paping RH, Segenhout HM. Simultaneous manometry and electromyography in the pharyngoesophageal segment. *Laryngoscope* 1985;95(5):582–584.
- 21- Trigos I, Yunza A, Vargas D, Vazquez MC. The San Venero Roselli pharyngoplasty: an electromyographic study of the palatopharyngeus muscle. *Cleft Palate J* 1988;25(4):385–388
- 22- Perlman AL, Luschei ES, Du Mond CE. Electrical activity from the superior pharyngeal constrictor during reflexive and nonreflexive tasks. *J Speech Hear Res* 1989;32(4):749–754.
- 23- Ertekin C, Kiylioglu N, Tarlaci S, Keskin A, Aydogdu I. Effect of mucosal anaesthesia on oropharyngeal swallowing. *Neurogastroenterol Motil* 2000a;12(6):567–572.
- 24- Ertekin C, Aydogdu I, Yuceyar N, Tarlaci S, Kiylioglu N, Pehlivan M, Celebi G. Electrodiagnostic methods for neurogenic dysphagia. *Electroenceph clin Neurophysiol* 1998a;109(4):331–340.

- 25- Ertekin C, Yuceyar N, Aydogdu I. Clinical and electrophysiological evaluation of dysphagia in myasthenia gravis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1998b;65(6):848-856.
- 26- Ertekin C, Aydogdu I, Tarlaci S, Turman AB, Kiylioglu N. Mechanisms of dysphagia in suprabulbar palsy with lacunar infarct. *Stroke* 2000b; 31(6):1370-1376.
- 27- Ertekin C, Celik M, Secil Y, Tarlaci S, Kiyloglu N, Aydogdu I. The electromyographic behavior of the thyroarytenoid muscle during swallowing. *J Clin Gastroenterol* 2000c;30(3):274-280.
- 28- O'Kane L, Groher ME, Silva K, Osborn L. Normal muscular activity during swallowing as measured by surface electromyography. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2010 Jun;119(6):398-401.
- 29- Pitt M. Paediatric electromyography in the modern world: a personal view. *Dev Med Child Neurol.* 2011 Feb;53(2):120-124.
- 30- Ciavarella D, Mastrovincenzo M, Sabatucci A, Parziale V, Chimenti C. Effect of the Enveloppe Linguale Nocturne on atypical swallowing: surface electromyography and computerized postural test evaluation. *Eur J Paediatr Dent.* 2010 Sep;11(3):141-5.
- 31- Vaiman M, Eviatar E, Segal S. Surface electromyographic studies of swallowing in normal subjects: A review of 440 adults. Report 2. Quantitative data: Amplitude measures, *Otolaryngology- Head and Neck Surgery*, 2004; Nov:773-780
- 32- McKeown MJ. Cortical activation related to arm movement combinations. *Muscle Nerve Suppl* 2000;9:S19-S25.
- 33- McKeown MJ, Radtke R. Phasic and tonic coupling between EEG and EMG revealed with independent component analysis (ICA). *J Clin Neurophysiol* 2001;18:45-57.

Archive of SID