

سیستم بایوفیدبک مبتنی بر بازی به منظور بهبود عملکرد جویدن در بیماران دچار عارضه سکنه مغزی: یک مطالعه موردی

مرضیه علامی سنجانی^۱، احسان تهامی^۲، پیام ساسان نژاد^۳، گلاره ویسی^۴

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: ناتوانی عملکردهای دهان و صورت یک عارضه معمول در میان بازماندگان سکنه مغزی است که اغلب باعث کاهش عملکرد و قدرت جویدن و در نهایت، مشکلات گوارشی می گردد. از طرف دیگر، مداخلات مبتنی بر بازی، ابزار درمانی ارزشمندی به منظور ترکیب اصول یادگیری حرکتی و نوروپلاستیستی در توان بخشی عملکرد عضلات پس از سکنه می باشد. هدف از انجام پژوهش حاضر، ارایه یک سیستم بایوفیدبک مبتنی بر بازی برای بیماران دچار عارضه سکنه مغزی بود که از اطلاعات سینرژی عضلانی موجود در عضلات جویده به منظور تولید فیدبک های لازم بهره برد.

مواد و روش ها: ابتدا یک بازی دو بعدی شامل آواتاری که مشغول جویدن خوراکی های متنوع با سرعت های مختلف است، طراحی گردید. با استفاده از اطلاعات سیگنال الکترومایوگرام عضله جویده، آغاز شروع هر چرخه تعیین شد. سپس با کمک روش فاکتورسازی ماتریس غیر منفی، سهم هر سینرژی عضلات جویده و گنجگاهی برای محاسبه نمره که به صورت فیدبک بصری بر روی نمایشگر ظاهر می شود، استفاده گردید. روش مداخله پیشنهادی برای سمت معیوب یک مورد بیمار که دچار عارضه سکنه شده بود و قادر به جویدن آدامس بود، بررسی شد.

یافته ها: طی جلسات مختلف درمانی، علاوه بر افزایش میزان نمره بازی، نرخ سهم سینرژی اول که بیشتر مربوط به فعالیت عضله جویده است، به صورت خطی کاهش معنی دار و نرخ سهم سینرژی دوم (عضله گنجگاهی) افزایش یافت.

نتیجه گیری: توان بخشی بایوفیدبک مبتنی بر بازی، روشی ساده، ایمن، ارزان قیمت، انگیزشی، بدون نیاز به فضای درمانی و نظارت متخصص می باشد و روند مناسب پژوهش حاضر نشان داد که این روش می تواند برای کمک به بازماندگان سکنه مورد استفاده قرار گیرد.

کلید واژه ها: بایوفیدبک مبتنی بر بازی؛ سکنه مغزی؛ الکترومایوگرام؛ عضلات جویده؛ سینرژی عضلانی

ارجاع: علامی سنجانی مرضیه، تهامی احسان، ویسی گلاره، ساسان نژاد پیام. سیستم بایوفیدبک مبتنی بر بازی به منظور بهبود عملکرد جویدن در بیماران دچار عارضه سکنه مغزی: یک مطالعه موردی. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۴۰۲؛ ۱۹: ۱۵۳-۱۴۴.

تاریخ چاپ: ۱۴۰۲/۱۱/۲۵

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۱۰/۱۵

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۹/۲۹

طرف بدن می شود، به همراه فلج صورت که اغلب شامل اختلال در عملکرد دهان و صورت است، مواجه می شوند. این در حالی است که در بیماران سکنه مغزی حاد، سوءتغذیه با شیوع ۲۰ درصدی گزارش شده که با اختلال بلع و مشکلات جویدن همراه است (۱). از این رو، مشکلات خوردن نشان دهنده یک مشکل کلیدی است که بر کیفیت زندگی بیماران سکنه مغزی تأثیر می گذارد. نیروی گاز گرفتن

مقدمه

سکنه مغزی، یک بیماری عروق مغزی با شیوع و میزان مرگ و میر بالا و عامل اصلی ناتوانی در بزرگسالان است (۱، ۲). آسیب مغزی در بازماندگان سکنه، اغلب با عواقبی از اختلال عملکرد حرکتی و فعال شدن غیر طبیعی عضلات همراه است. نزدیک به نیمی از موارد با یک سندرم نیمه حسی که شامل تغییر حس در یک

۱- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه مهندسی پزشکی، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران

۲- استادیار، گروه مهندسی پزشکی، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران

۳- استادیار، گروه مهندسی کامپیوتر، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران

۴- دانشیار، گروه مغز و اعصاب، دانشکده پزشکی و مرکز پزشکی قائم، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

نویسنده مسؤول: احسان تهامی؛ استادیار، گروه مهندسی پزشکی، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران

Email: tahami@mshdiau.ac.ir

مشخص شده است که بیماران سکنه مغزی ممکن است کنترل هماهنگ ماهیچه‌های جونده دوطرفه را از دست بدهند (۳، ۴).

مطالعات پیشین نشان داده‌اند که اختلال عملکرد جويدن پس از سکنه مغزی با کاهش نیروی گاز گرفتن، عدم تقارن فعالیت عضلات جونده و افزایش مدت فاز دهانی همراه است که مستقیماً کیفیت تغذیه و کیفیت زندگی بیماران را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۳، ۴). به ویژه، تحلیل‌های مبتنی بر EMG کاهش فعالیت عضلات جونده در سمت مبتلا، اختلال در هماهنگی دوطرفه و ارتباط منفی بین سختی عضله و عملکرد جويدن را گزارش کرده‌اند (۹-۷، ۲). با این حال، اغلب این مطالعات ماهیت ارزیابی داشته‌اند و از اطلاعات EMG به طور عمده برای توصیف وضعیت عملکردی استفاده کرده‌اند، نه طراحی مداخلات توان بخشی فعال. از سوی دیگر، درمان‌های مبتنی بر بازی و با یوفیدیک در توان بخشی بیماران سکنه مغزی، به طور عمده برای بهبود عملکرد اندام فوقانی، تعادل و کنترل حرکتی بررسی شده‌اند و اثربخشی آن‌ها در افزایش انگیزه، شدت تمرین و پایداری بیماران به خوبی مستند شده است (۵، ۶). با وجود این، کاربرد این رویکردها در توان بخشی سیستم جونده و به طور خاص در بازماندگان سکنه مغزی، به طور سیستماتیک مورد بررسی قرار نگرفته است.

در عین حال، برخی مطالعات نشان داده‌اند که با یوفیدیک EMG می‌تواند برای تعدیل و آموزش مجدد فعالیت عضلات جونده مورد استفاده قرار گیرد، هرچند این مطالعات به طور عمده بر مدیریت درد، تنش عضلانی یا الگوهای غیر طبیعی فعالیت عضلات تمرکز داشته‌اند (۱۰). از سوی دیگر، کاربرد با یوفیدیک EMG مبتنی بر بازی در توان بخشی عضلات مرتبط با بلع و حلق، به ویژه در بیماران سکنه مغزی، به تازگی مورد توجه قرار گرفته و نتایج مثبتی گزارش شده است (۱۱). این یافته‌ها نشان می‌دهند که ترکیب با یوفیدیک EMG با چارچوب‌های تعاملی می‌تواند پتانسیل بالایی برای مداخلات توان بخشی دهان و صورت داشته باشد.

با وجود این شواهد، بر اساس بررسی ادبیات موجود و تا جایی که نویسندگان آگاه هستند، شکاف قابل توجهی در تبدیل اطلاعات EMG عضلات جونده به ابزارهای توان بخشی تعاملی و کاربرمحور وجود دارد. به طور خاص، مطالعات اندکی به طراحی سیستم‌های با یوفیدیک مبتنی بر EMG برای توان بخشی عملکرد جويدن پرداخته‌اند و استفاده از چارچوب‌های مبتنی بر بازی برای هدف‌گیری سبزی عضلات جونده در بیماران سکنه مغزی، به صورت مستقیم و سیستماتیک گزارش نشده است. این فقدان، به ویژه با توجه به نقش تعیین‌کننده اختلالات جويدن در بروز سوءتغذیه و کاهش کیفیت زندگی بیماران سکنه مغزی، اهمیت می‌یابد.

از منظر فیزیولوژیک، در بیماران سکنه مغزی، تحریک نامتقارن عضلات جونده می‌تواند منجر به ضخیم‌تر شدن عضلات یک سمت و در نتیجه اختلال در هماهنگی و کارایی جويدن شود (۳). از این رو، در مقایسه با افراد سالم، بیماران سکنه مغزی معمولاً به فاز دهانی طولانی‌تر و تعداد دفعات جويدن بیشتری نیاز دارند. بر این اساس، در این مطالعه یک سیستم با یوفیدیک مبتنی بر بازی با استفاده از اطلاعات EMG عضلات جونده طراحی و پیاده‌سازی شده است تا امکان بهبود عملکرد جويدن در بازماندگان سکنه مغزی مورد بررسی قرار گیرد. این سیستم نسبت به روش‌های توان بخشی سنتی، نوآورانه است؛ چرا که با ترکیب بازخورد EMG و چارچوب تعاملی بازی‌محور، امکان تمرین هدفمند، انگیزه‌دهنده و تکرارشونده عضلات جونده را فراهم می‌کند. هدف اصلی مطالعه، ارزیابی اثربخشی این سیستم در بهبود عملکرد جويدن و هماهنگی عضلات در بازماندگان

ماهیچه‌های جونده در سمت آسیب‌دیده و بدون عارضه در بیماران سکنه مغزی، در مقایسه با افراد سالم، حدود ۲۰ تا ۳۰ درصد کاهش می‌یابد (۳). جويدن کارآمد نه تنها به وجود دندان‌های کافی و فعالیت عضلات جونده وابسته است، بلکه به حرکت، نیرو و هماهنگی عضلات زبان، گونه و لب برای تشکیل لقمه و جابه‌جایی مؤثر آن بین سطوح دندانی نیز بستگی دارد؛ فرایندی که پس از سکنه مغزی می‌تواند به طور قابل توجهی مختل شود. در نتیجه، هر آسیبی که تعامل مکانیسم‌های مرکزی و محیطی را از بین ببرد، می‌تواند کنترل پیچیده جويدن را مختل کند (۳). به عنوان مثال، فلج یا آسیب عصب صورت یا سه‌قلو ممکن است به اختلال در عملکرد جويدن کمک کند. به ویژه پس از سکنه مغزی ساقه مغز، فعالیت ماهیچه جونده، نیروی گاز گرفتن، انعطاف زبان، نیروی لب و عملکرد جويدن می‌تواند تحت تأثیر قرار گیرد (۴).

به این منظور، برای بیماران سکنه مغزی مهم است که یک دوره آموزشی توان بخشی را پشت سر بگذارند که تا حد امکان عملکرد جويدن بازیابی شود. با این حال، اختلالات سیستم جونده در بیماران سکنه مغزی معمولاً از نظر شدت نقص عملکردی، الگوی درگیری عضلات و میزان عدم تقارن فعالیت عضلانی، ناهمگونی بالایی دارند؛ از این رو، اثربخشی آموزش‌های توان بخشی مستلزم طراحی مداخلات بهینه و متناسب با ویژگی‌های فردی بیماران است (۴). روش‌های متداول توان بخشی اختلالات سیستم جونده پس از سکنه مغزی به طور عمده بر تمرینات حضوری تحت نظارت مستقیم درمانگر متکی هستند. اگرچه این روش‌ها می‌توانند مؤثر باشند، اما محدودیت‌هایی مانند نیاز به جلسات مکرر، هزینه‌های درمان، دسترسی محدود به متخصصان و کاهش انگیزه و پایداری بیماران در طول زمان گزارش شده است. این محدودیت‌ها، ضرورت بررسی رویکردهای جایگزین یا مکمل را برجسته می‌سازد (۵). در سال‌های اخیر، درمان‌های مبتنی بر بازی و با یوفیدیک به عنوان چارچوب‌هایی نوظهور برای افزایش مشارکت بیمار و فراهم کردن تمرینات تکرارشونده و هدفمند مطرح شده‌اند؛ با این حال، شواهد موجود در زمینه کاربرد این رویکردها برای توان بخشی عملکرد جويدن، همچنان محدود است. از این رو، درمان‌های مبتنی بر بازی یک ابزار درمانی با ارزش برای ادغام اصول مختلف یادگیری حرکتی در توان بخشی است (۵). چنین درمانی می‌تواند عوامل درمانی خاصی مانند شدت تمرین، علاقه، انگیزه، پایداری، ایمنی و مقرون به صرفه بودن را افزایش دهد (۵). استفاده از بازی‌ها در توان بخشی، سرگرم‌کننده و تعاملی است و با چالش‌ها و ویژگی‌های انگیزشی، کاربران را به بهبود عملکرد خود تشویق می‌کند (۵). در نهایت، با یوفیدیک مبتنی بر بازی با مشارکت اطلاعات موجود در یادگیری حرکتی و پلاستیسیته نورون‌ها، می‌تواند اثربخشی تمرین‌های توان بخشی را ارتقا دهد (۶، ۵).

با وجود این که سیگنال‌های الکترومایوگرافی (Electromyography) یا EMG به عنوان یک ابزار توانمند برای کمی‌سازی الگوهای فعالیت عضلانی شناخته می‌شوند، علی‌رغم مطالعات متعدد در زمینه ارزیابی عملکرد جويدن بیماران سکنه مغزی (۸، ۷، ۴)، تحقیقات مستقیم در زمینه توان بخشی سیستم جونده با استفاده از سیگنال‌های EMG یا چارچوب‌های تعاملی مبتنی بر بازی، همچنان محدود است. Song و همکاران نشان دادند که عملکرد جويدن سمت سالم افراد دچار عارضه سکنه به طور معنی‌داری بهتر از سمت معیوب است. به ویژه یک همبستگی معنی‌دار منفی بین سختی عضله جونده و عملکرد جويدن مشاهده گردید (۲). مطالعه‌ای کاهش فعالیت عضلات جونده در سمت معیوب نسبت به سمت سالم را ارائه نمود (۹). در ادامه، مطابق با یافته‌های مطالعات EMG

سکته مغزی است.

طول کل بازی هدیه بگیرد. در هر مرحله، با توجه به نیاز خود کاربر، می تواند یک دوره استراحت داشته باشد.

عالی (۸۰ تا ۱۰۰ درصد)، خوب (۶۰ تا ۸۰ درصد)، متوسط (۳۰ تا ۶۰ درصد)، ضعیف (کمتر از ۳۰ درصد)

شایان ذکر است که در هر مرحله، نوار امتیاز مجدد پر می شود. انتهای بازی با نمایش تعداد ستاره ها، وضعیت تاج و گزارش عملکرد (امتیاز برحسب درصد در کل بازی) به اتمام می رسد.



شکل ۳. نمونه ای از اعمال بازخورد ضعیف در پایان یک مرحله

پروتکل جویدن حین بازی

بازی شامل چهار مرحله مستقل است که هر مرحله شامل حرکت غذا با سرعت های مختلف می گردد. سرعت های عبور غذا که مبین سرعت جویدن است، به صورت تصادفی تغییر می کند و در هر مرحله، شش سرعت ۲۰، ۳۰، ۴۰، ۵۰، ۶۰ و ۷۵ بار در دقیقه، فقط یک بار اجرا می گردند. مدت زمان هر سرعت ۹۰ ثانیه است. به منظور جلوگیری از بایاس ذهنی و به خاطر سپردن ریتم بازی، یک بمب طراحی شده است. این بمب دو مرتبه در هر مرحله وارد می شود که فرد باید مراقب باشد آن را حین بازی نخورد. زمان و شرایط اهدا ستاره که مشخص کننده حداکثر امتیاز است، بعد از هر مرحله بازی به بازیکن داده می شود. در مرحله اول با دریافت ۳۰ درصد امتیاز، و در مرحله دوم و سوم با ۶۰ و ۹۰ درصد امتیاز، یک ستاره پاداش داده می شود. در پایان بازی برای هر بازیکن، اطلاعات امتیازگیری به صورت صفر و یک (نخوردن و خوردن غذا) و منفی یک (خوردن بمب) در یک فایل متنی ذخیره خواهد شد. این فایل حاوی زمان و وقایع آمدن غذا (کد ۳)، آمدن بمب (کد ۲)، وقفه (کد ۱) و حالت عادی (کد ۰) است. این دو فایل با فرکانس نمونه برداری یکسان ثبت شده و از نظر زمانی هم تراز هستند تا برای پردازش ها و تحلیل های آینده مورد استفاده قرار گیرند.

ب) طراحی سیستم بایوفیدبک مبتنی بر بازی با استفاده از اطلاعات

حاصل از سهم سینرژي عضلانی

به منظور اجرای بازی بایوفیدبک و تنظیم پارامترهای مورد نیاز، یک مرحله کالیبراسیون در ابتدای اولین جلسه درمانی، پیش از شروع بازی، انجام خواهد شد. در سیستم پیشنهادی (شکل ۴)، پردازش سیگنال EMG و آرایه بازخورد بازی بر اساس چند پارامتر کلیدی انجام می شود. این پارامترها شامل شاخص های استخراج شده برای آشکارسازی سیکل های جویدن، مقادیر آماری سیگنال (مانند میانگین و انحراف معیار)، شاخص نسبت سهم سینرژي ها و نمره مینا هستند که برای ارزیابی عملکرد کاربر و تولید بازخورد پاداش/تنبیه به کار می روند. این پارامترها در دو فاز کالیبراسیون و اجرای بازی محاسبه و استفاده می شوند.

مواد و روش ها

الف) طراحی سیستم بایوفیدبک مبتنی بر بازی

به منظور برقراری ارتباط مناسب کاربر با آواتار در ابتدای بازی، امکان انتخاب جنسیت و سمت معیوب جویدن وجود دارد که در ادامه بازی، آواتار تعیین شده بازی را ادامه می دهد (شکل ۱). خط لپ با توجه به انتخاب سمت جویدن در ابتدای بازی، در حین بازی استفاده می شود.



شکل ۱. پنجره انتخاب جنسیت و سمت معیوب جویدن در پلتفرم بازی

پروژه یک بازی دوبعدی است که طرف های غذا به صورت از پیش تعیین شده با سرعت های خاصی وارد بازی می شوند و در صورت جویدن صحیح هر غذایی که روبه روی آواتار قرار می گیرد، توسط فرد، یک امتیاز گرفته شده و در صورت جویدن بمب، امتیاز به صورت کاهش نوار عمر و فیدبک صوتی کم می شود. در هر مرحله، چهار بار، به گونه ای که دو جایزه در یک سرعت یکسان نباشند، جایزه (کیک) به صورت تصادفی داده می شود.

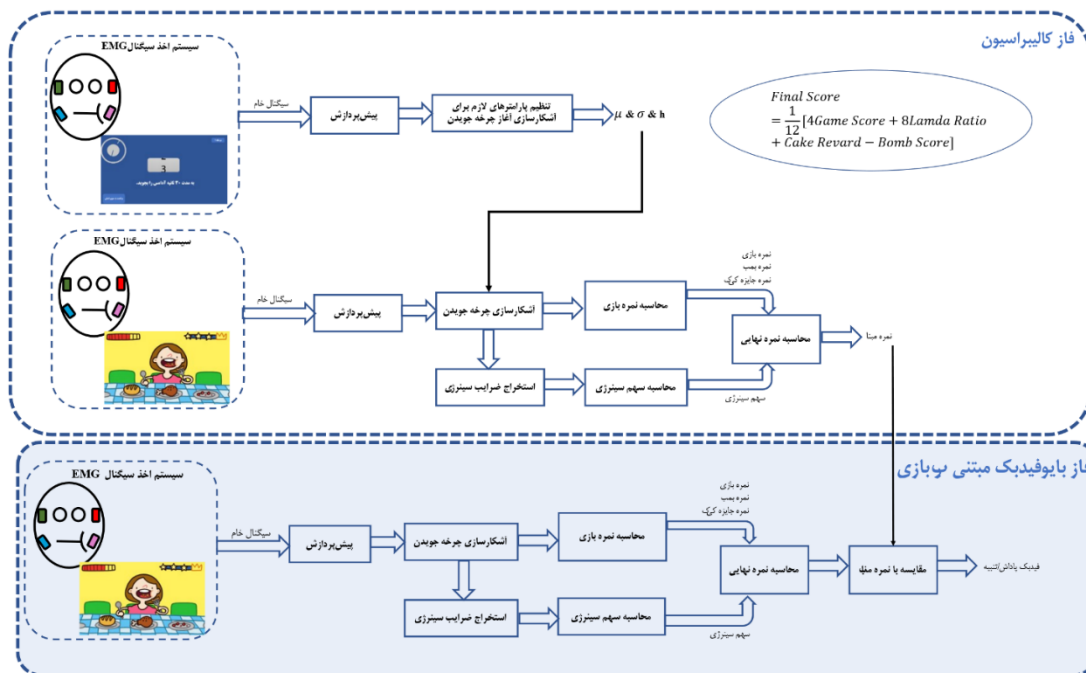
در پایان هر سطح سرعت، برآیندی از عملکرد شرکت کننده با نمایش تصویر وضعیت بر اساس درصد امتیاز کسب شده آرایه می شود. سطوح عملکرد به چهار دسته ضعیف (کمتر از ۳۰ درصد)، متوسط (۳۰ تا ۶۰ درصد)، خوب (۶۰ تا ۸۰ درصد) و عالی (۸۰ تا ۱۰۰ درصد) تقسیم بندی شده اند. این سطوح به منظور ساده سازی بازخورد و افزایش درک کاربر از کیفیت عملکرد خود، و بر اساس اصول بایوفیدبک و یادگیری حرکتی تعریف شده اند. بازخورد دیداری به همراه عملگر صوتی متناسب با هر سطح عملکرد (شکل ۲) به عنوان سازوکار پاداش/تنبیه به شرکت کننده آرایه می شود. در شکل ۳ نمونه ای از بازخورد مربوط به سطح عملکرد ضعیف نشان داده شده است.



عالی (۸۰ تا ۱۰۰ درصد) خوب (۶۰ تا ۸۰ درصد) متوسط (۳۰ تا ۶۰ درصد) ضعیف (کمتر از ۳۰ درصد)

شکل ۲. نمونه ای از آواتارهای نمایش دهنده عملکرد انجام بازی

در هر مرحله، بر اساس امتیازها و درصدی از حداکثر امتیاز ممکن، می تواند یک ستاره به کاربر اهدا شود یا در صورت بالا رفتن ایده آل امتیازها، یک تاج در



شکل ۴. روند کلی بازی بایوفیدبک در دو فاز کالیبراسیون و انجام بازی

و از آن‌ها خواسته شد قبل از شروع آزمایش، با سمت راست/چپ، حدود دو دقیقه با سرعت طبیعی تا زمان رسیدن به نرمی مناسب آن را بچوند. استفاده از آدامس به عنوان ماده آزمون در ارزیابی عملکرد جویدن، روشی ساده و مؤثر برای به دست آوردن داده‌های قابل اندازه‌گیری درباره کارایی جویدن است و می‌تواند منابع خارجی تغییرات مانند تفاوت در بافت غذا و حرکات پیچیده زبان در انتقال غذا را کاهش دهد (۱۴).

انجام آزمایش شامل دو بلوک با شش سرعت مختلف (۲۰، ۳۰، ۴۰، ۵۰، ۶۰ و ۷۵ چرخه در دقیقه) بود که توسط یک برنامه زمان‌سنج میزان جویدن را کنترل می‌کرد. جویدن به ترتیب با سمت راست و چپ در بلوک اول و دوم انجام شد. جدول زمانی جویدن در هر بلوک در شکل ۵ نشان داده شده است. شرکت‌کننده به راحتی در مقابل مانیتور می‌نشست و از وی درخواست می‌شد تا سرعت جویدن را با نشانه‌های ویدیویی و صوتی که نشان‌دهنده شروع هر چرخه جویدن است، دنبال کند. به منظور حذف آرتیفکت‌های حرکتی و بیشینه‌سازی نسبت سیگنال به نویز، از یک فیلتر میان‌گذر چپ‌شف نوع اول مرتبه چهار با فرکانس قطع ۳۰ تا ۳۰۰ هرتز استفاده شد. این فیلتر به دلیل شیب تندتر در ناحیه گذار، امکان جداسازی مؤثر فعالیت عضلات جویده از مؤلفه‌های کم‌فرکانس ناشی از حرکات ناخواسته را فراهم می‌کند (۱۵). همچنین، برای حذف نویز برق شهر، از یک فیلتر ناچ IIR با فرکانس مرکزی ۵۰ هرتز استفاده گردید.

برای تعیین پارامترهای مورد نیاز برای آشکارسازی هر سیکل جویدن و نمره مینا، مرحله کالیبراسیون قبل از انجام جلسات درمانی بایوفیدبک مبتنی بر بازی انجام می‌گرفت. به این منظور، مرحله کالیبراسیون نیز در دو گام طراحی شده است. در گام نخست، پارامترهای مورد نیاز برای آشکارسازی هر سیکل که به شرکت‌کننده وابستگی دارد، تعیین می‌گردد و در گام بعدی، پارامترهایی که برای تعیین نمره کاربر و اعمال فیدبک مناسب لازم است، تنظیم می‌شوند.

گام اول فاز کالیبراسیون

در این مرحله، شرکت‌کننده در یک پروتکل طراحی شده مبتنی بر مطالعه قبلی (۱۲) قرار گرفت. به این منظور، الکترودهای سطحی دوقطبی روی عضله جویده و گیجگاهی راست و چپ نصب گردید و الکترود زمین به پیشانی متصل شد. برای تعیین محل مناسب الکترودها از شرکت‌کنندگان خواسته می‌شد که دندان‌های خود را به هم فشار بدهند، سپس آزمونگر با لمس نقاط آناتومیک، مکان مناسب برای الکترودگذاری را مشخص می‌نمود (۱۳). قبل از اتصال الکترودها، پوست با پدهای الکلی کاملاً تمیز شد تا امپدانس پوست کاهش یابد. از سیستم اخذ داده (FlexComp Infiniti Thought Technology Ltd، کانادا) که سیگنال‌های EMG را با نرخ نمونه‌برداری ۲۰۴۸ هرتز نمونه‌برداری می‌کند، استفاده شد. به شرکت‌کنندگان یک قطعه آدامس (۳۰ میلی‌متر، بایودنت، ایران) داده شد

سرعت (تعداد چرخه/دقیقه) ۷۵ استراحت ۶۰ استراحت ۵۰ استراحت ۴۰ استراحت ۳۰ استراحت ۲۰ استراحت سرعت دلخواه



شکل ۵. خط زمانی جویدن با سرعت‌های مختلف

analysis یا PCA) بر روی ماتریس ضرایب فعالیت سینرزی‌ها استفاده شد. با توجه به مقادیر ویژه حاصل از PCA، سهم هر سینرزی در بازسازی سیگنال EMG قابل محاسبه است (۱۹). بر اساس رابطه ۳، پس از محاسبه مقادیر ویژه، نرخ سهم هر سینرزی به صورت نرمال شده تعریف می‌شود که در آن معرف مقادیر ویژه استخراج شده از ماتریس ضرایب فعالیت سینرزی‌ها می‌باشد.

$$\text{رابطه ۳} \quad [e_1, e_2, \dots, e_n] = PCA(C)$$

$$\lambda_i = \frac{e_i}{\sum_{i=1}^n e_i}, (i = 1, 2, \dots, n)$$

در ادامه، به منظور تعریف یک شاخص کمی برای محاسبه نمره مبنا، نسبت سهم دو سینرزی غالب اول و دوم به صورت پارامتر تعریف شد. این پارامتر مطابق رابطه ۴ محاسبه گردید که در آن سهم سینرزی اول و سهم سینرزی دوم می‌باشد.

$$\text{رابطه ۴} \quad \lambda_{Ratio} = \frac{\lambda_2}{\lambda_1}$$

در نهایت، ساختار پدازشی بازی با استفاده از اطلاعات آشکارسازی هر سیکل جويدن که متناسب با خوردن هر المان در بازی است، نمره بازی، تعداد دفعات خوردن بمب و پاداش کیک را در اختیار می‌گذارد. به این ترتیب، محاسبه نمره نهایی که بر اساس هم اطلاعات سینرزی عضلانی فرد و هم خروجی‌های بازی است، به صورت رابطه ۵ پیشنهاد گردید.

$$\text{رابطه ۵} \quad FinalScore = \frac{1}{12}[4GameScore + 8\lambda_{Ratio} + CakeReward - BombScore]$$

فاز بايوفيدبك مبتنی بر بازی

در ادامه، پس از تعیین پارامترهای مورد نیاز برای تعریف آستانه و نمره مبنا، جلسات درمانی با استفاده از سیستم بايوفيدبك مبتنی بر بازی آغاز می‌شود. در این فرایند، برای هر پنجره زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه‌ای، آغاز چرخه جويدن مورد بررسی قرار می‌گیرد. پس از هر سطح سرعت در بازی، نمرات کسب شده به همراه مقدار استخراج شده از سینرزی عضلات محاسبه می‌شود. سپس نمره به دست آمده با نمره مبنا مقایسه شده و بازخورد مناسب به صورت پاداش یا تنبیه به شرکت کننده ارایه می‌گردد. این بازخورد به شکل نمایش یک آواتار یا چهره خندان یا غمگین، متناسب با میزان تغییر نمره بیمار نسبت به نمره مبنا، به فرد منتقل می‌شود. علاوه بر این، در پایان هر مرحله از بازی و پس از طی تمامی سطوح سرعت، در صورتی که امتیاز کسب شده بیش از ۹۰ درصد باشد، پاداش تاج نیز به بیمار اعطا می‌شود.

یافته‌ها

شرکت کننده: شرکت کننده یک خانم ۳۹ ساله بود که به علت خونریزی در نیمکره راست به مدت ۳۰ ماه دچار عارضه سکته شده بود. جلسات درمانی با بازی در پنج جلسه و به صورت منظم طی پنج روز متوالی تنظیم شدند. ثبت‌های ارزیابی که منطبق بر پروتکل طراحی شده مبتنی بر مطالعه (۱۲) بودند، بلافاصله بعد از تکمیل بازی از بیمار دریافت گردید. با توجه به این نکته که عارضه سکته باعث مشکل حرکتی در سمت چپ بیمار شده بود، جويدن حین بازی و بعد از آن برای ثبت EMG، تنها با سمت چپ انجام شد. به علاوه، گزارش‌های شفاهی از حالات و وضعیت فک حین حرف زدن و جويدن بیمار برای تکمیل تحلیل‌ها دریافت گردید. قبل از ورود به مراحل درمانی، فرایند کار به صورت کاملاً شفاف برای

با ارجاع به عضله جونده طرفی که آدامس توسط آن جوده شده است، شروع هر چرخه جويدن با سرعت‌های مختلف را می‌توان با عملکرد انرژی Teager-Kaiser (TKEO) تشخیص داد (۱۷، ۱۶). برای این منظور، پس از اعمال عملکرد TKEO، سیگنال EMG توسط یک فیلتر پایین‌گذر مرتبه چهارم با تأخیر صفر و فرکانس قطع ۵۰ هرتز نرم شد. در نهایت، با استفاده از میانگین (μ) و انحراف معیار (σ) سیگنال حاصل، میزان آستانه (Th) برای آشکارسازی هر سیکل جويدن، به صورت رابطه ۱ محاسبه شد:

$$\text{رابطه ۱} \quad Th = \mu + h\sigma$$

در رابطه ۱، h یک متغیر از پیش تعیین شده است که در این مطالعه مقدار ۲۰ برای آن انتخاب شد؛ چرا که از نظر تجربی قوی‌ترین و کوچک‌ترین خطاهای تشخیص را معرفی می‌کرد.

گام دوم فاز کالیبراسیون

در گام دوم فاز کالیبراسیون، به منظور تعیین یک نمره مبنا، فرد در بازی شرکت می‌کند. حین انجام بازی، چرخه‌های جويدن به صورت زمان واقعی آشکار می‌شوند. از این‌رو، بعد از هر ۱۰۰ میلی‌ثانیه سیگنال EMG که ثبت می‌گردد، با استفاده از عملکرد انرژی TKEO، وجود قرارگیری زمان آغازین چرخه جويدن به صورت زمان واقعی مشخص می‌گردد.

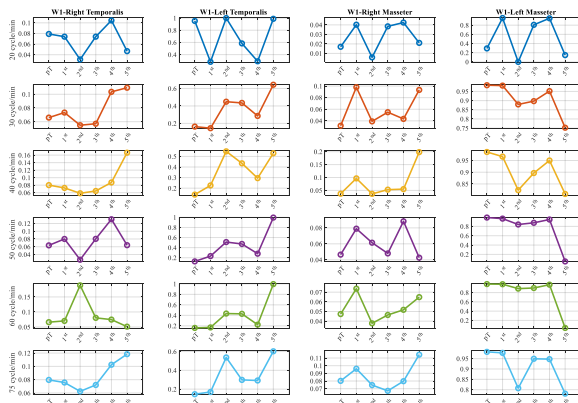
در ادامه روند پدازشی این گام، بعد از اتمام هر سرعت جويدن در بازی، اطلاعات سینرزی‌های عضلانی استخراج شد. به این منظور، سیگنال‌های EMG یکسوسده با یک فیلتر پایین‌گذر با فرکانس قطع ۱۰ هرتز نرم شدند تا فعالیت عضلانی حاصل شود. سپس فعالیت‌های عضلانی با فرکانس ۲۰۰ هرتز به سمت پایین نمونه‌برداری مجدد شدند. فعالیت عضلانی هر عضله نسبت به مقدار بیشینه آن در تمامی چرخه‌ها بین مقدار صفر تا یک نرمال شد. پس از آن، به منظور استخراج الگوهای هم‌زمان فعال‌سازی عضلات در چرخه‌های متوالی جويدن، از روش فاکتورسازی ماتریس غیر منفی (Non-negative matrix factorization یا NNMF) استفاده شد. این روش به دلیل ماهیت غیر منفی فعالیت عضلانی و توانایی آن در استخراج سینرزی‌های عضلانی تفسیرپذیر، به طور گسترده در مطالعات تحلیل فعالیت عضلانی به کار رفته است (۱۸). در نتیجه، ماتریس که فعالیت عضلانی عضله را در زمان مختلف نشان می‌دهد، به وزن‌های سینرزی مکانی و پروفایل‌های فعال‌سازی زمانی تجزیه می‌شود (رابطه ۲).

$$\text{رابطه ۲} \quad M = W.C + E$$

در رابطه ۲، ابعاد ماتریس‌ها به صورت W ، C و E انتخاب شده است، که تعداد سینرزی‌های عضلانی است و با هدف توضیح حداکثر واریانس در داده‌ها تعیین می‌شود و در نهایت، E معرف ماتریس خطای باقیمانده است. با توجه به نتایج حاصل از تحقیق (۱۲)، دو سینرزی برای این مطالعه، به عنوان تعداد سینرزی‌های بهینه انتخاب گردید.

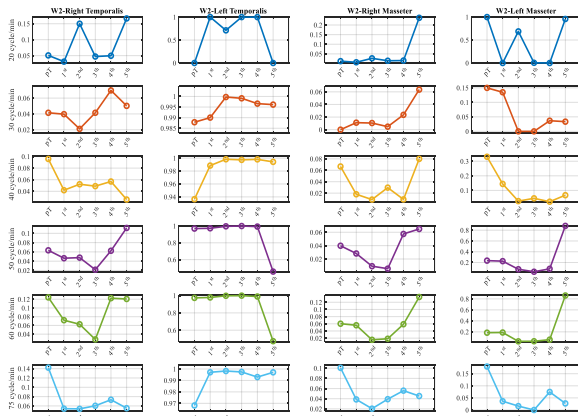
به منظور کمی‌سازی سهم نسبی هر سینرزی عضلانی و استفاده از آن در محاسبه نمره مبنا در مرحله کالیبراسیون، از ضرایب سهم سینرزی استخراج شده از سیگنال EMG استفاده شد. این ضرایب شامل پروفایل‌های زمانی فعالیت هر سینرزی بوده و امکان تحلیل نحوه تغییرات فعالیت عضلات حین انجام بازی را فراهم می‌کنند.

برای این منظور، از روش تحلیل مؤلفه‌های اصلی (Principal component



شکل ۷. ضرایب سینرژی اول در عضلات گیجگاهی و جونده راست و چپ حین جویدن با سمت چپ. هر ستون ضرایب سینرژی در سرعت‌های ۲۰، ۳۰، ۴۰، ۵۰، ۶۰ و ۷۵ بار در دقیقه را نشان می‌دهد. pT معرف جلسه‌ای است که فرد هنوز انجام بازی را آغاز نکرده است.

بر اساس نتایج ارائه شده در شکل ۷، ضرایب سینرژی اول در عضله گیجگاهی سمت چپ طی جلسات درمانی به طور کلی روند افزایشی از خود نشان می‌دهند، در حالی که ضرایب سینرژی اول در عضله جونده چپ روندی کاهشی را دنبال می‌کنند. همچنین مطابق با شکل ۸، ضرایب سینرژی دوم در عضلات گیجگاهی و جونده چپ، مشابه سینرژی اول، به ترتیب الگوهای افزایشی و کاهشی را در طول جلسات درمانی نشان می‌دهند. با این حال، این تغییرات در سرعت جویدن ۲۰ بار در دقیقه به طور معنی‌داری قابل مشاهده نیست که این امر می‌تواند ناشی از فاصله قابل توجه این سرعت از ضرب‌آهنگ طبیعی جویدن باشد.



شکل ۸. ضرایب سینرژی دوم در عضلات گیجگاهی و جونده راست و چپ حین جویدن با سمت چپ. هر ستون ضرایب سینرژی در سرعت‌های ۲۰، ۳۰، ۴۰، ۵۰، ۶۰ و ۷۵ بار در دقیقه را نشان می‌دهد. pT معرف جلسه‌ای است که فرد هنوز انجام بازی را آغاز نکرده است.

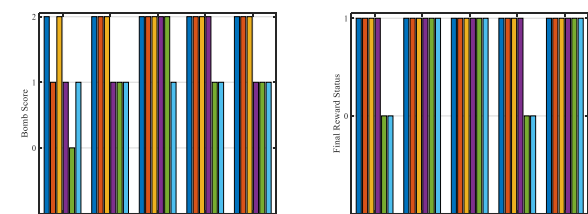
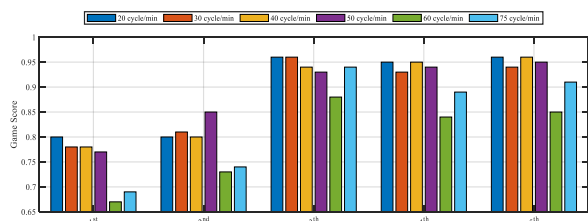
تحلیل ضرایب فعالیت سینرژی: برای تحلیل نحوه تغییرات فعالیت عضلات حین جلسات درمانی با بازی، از سهم ضرایب سینرژی (روابط ۳ و ۴) استفاده شد

شرکت کننده ارایه شد و تأییدیه رضایت آگاهانه از وی دریافت گردید. به علاوه، این مطالعه مورد تأیید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد قرار گرفت.

ب) تحلیل کمی تأثیر بایوفیدبک توان بخشی

نتایج کمی خروجی بازی: بازی امکان ایجاد سه نمره متمایز برای ارزیابی جلسات درمانی توان بخشی با بازی را فراهم می‌سازد. اولین نمره شامل حداکثر امتیاز کسب شده از بازی است که با توجه به رعایت سرعت در خوردن خوراکی‌ها تعیین می‌شود. دومین نمره، مبین تعداد بمب‌هایی است که به اشتباه خورده شده‌اند و سومین نمره که به صورت دودویی است، نشان‌دهنده توانایی بیمار در کسب جایزه (کیک) است. در شکل ۶، نتایج نمرات کسب شده توسط بیمار در حین بازی و برای جلسات و سرعت‌های مختلف گزارش شده است.

با توجه به شکل ۶، روند صعودی پیشرفت فرد در انجام بازی با نمرات کسب شده از خوردن غذا، در تمامی سرعت‌ها مشخص است. کاهش نمره خوردن بمب‌ها در سرعت‌های بالا مانند ۶۰ و ۷۵ بار در دقیقه مشاهده می‌شود که می‌تواند به دلیل هماهنگ شدن فرد با سرعت و عدم نیاز به دقت حین عملیات جویدن باشد. بیمار در تمامی جلسات به غیر از جلسه اول و چهارم در سرعت‌های ۶۰ و ۷۵ بار در دقیقه، به خوبی توانسته است جایزه را دریافت کند.



شکل ۶. روند تغییرات امتیاز خوردن غذاها در جلسات مختلف بازی (بالا). تعداد بمب‌هایی که به اشتباه خورده شده‌اند (پایین، چپ) و وضعیت دریافت جایزه کیک به صورت یک متغیر دودویی (دریافت / عدم دریافت) در هر مرحله از بازی (پایین، راست)

ج) تحلیل اطلاعات سینرژی عضلانی در طی درمان با بازی

تحلیل ضرایب بردار سینرژی: نحوه تغییرات بردار ضرایب سینرژی عضله گیجگاهی و جونده راست و چپ در هر جلسه و در تمامی سرعت‌های مختلف جویدن، برای سینرژی اول و سینرژی دوم در شکل‌های ۷ و ۸ نمایش داده شده است. از آن‌جا که بیمار آدامس را با سمت چپ جویده است، مقادیر ضرایب سینرژی، به خصوص در سینرژی اول، کوچک می‌باشند و روند خاصی در تغییر این مقادیر بعد از جلسات بازی، با توجه به شکل‌های ۷ و ۸، مشاهده نمی‌شود.

بهترین شیب خط برازش شده برای نرخ سهم سینرزی اول، $0.34/-$ شد ($P < 0.05$). از این رو، می توان نتیجه گرفت که طی جلسات مختلف درمانی که میزان نمره بازی افزایش یافته است، نرخ سهم سینرزی اول به صورت خطی و از لحاظ آماری، معنی دار کاهش یافته است.

بهترین شیب خط برازش شده برای نرخ سهم سینرزی دوم، $0.34/+$ به دست آمد ($P < 0.05$). بنابراین، طی جلسات انجام بازی توان بخشی بایوفیدبک، نرخ سهم سینرزی دوم از لحاظ آماری به صورت معنی دار و خطی، با افزایش نمره کسب شده از بازی، افزایش یافته است. نتایج حاصل شده از نمودار پراکندگی و ارزیابی رابطه خطی بین نمرات اهداشده از بازی با نرخ سهم سینرزی، با نتایج حاصل از شکل ۹، همخوانی لازم را دارا است.

بحث

بر اساس نتایج حاصل از این مطالعه موردی، تأثیر مداخله بایوفیدبک مبتنی بر بازی بر عملکرد جویدن بیمار سکنه مغزی هم از منظر کمی و هم کیفی قابل بررسی بود. به طور کیفی، بیمار پس از اتمام دومین جلسه درمانی، رضایت نسبی از بهبود ظاهر صورت و عملکرد جویدن در سمت چپ (سمت درگیر) نسبت به پیش از شروع مداخله گزارش کرد. این مشاهده می تواند بیانگر افزایش آگاهی حرکتی و بهبود کنترل ارادی عضلات جویده در اثر دریافت بازخوردهای بلادرنگ باشد.

از منظر کمی، روند افزایشی نمرات کسب شده در بازی و کاهش خطاهای عملکردی (مانند نخوردن بمب ها) در جلسات متوالی، نشان دهنده بهبود تدریجی عملکرد و سازگاری بیمار با پارادایم درمانی مبتنی بر بازی است. این روند می تواند ناشی از ترکیب تمرین تکرار شونده، بازخورد زیستی شخصی سازی شده و افزایش انگیزه بیمار باشد.

تحلیل سینرزی های عضلانی نیز تغییرات معنی داری را در الگوی توزیع فعالیت عضلات جویده و گیجگاهی نشان داد. به طور خاص، کاهش سهم سینرزی اول و افزایش سهم سینرزی دوم در طول جلسات درمانی مشاهده شد. کاهش سهم سینرزی غالب مرتبط با عضله جویده می تواند بیانگر تعدیل الگوی بیش فعالی اولیه و حرکت به سمت توزیع متعادل تر بار عضلانی باشد. این یافته با نتایج گزارش شده در مطالعه (۲۰)، که اثربخشی مداخلات درمانی بر اصلاح الگوهای ناهنجار عضلانی را نشان داده بود، هم راستاست.

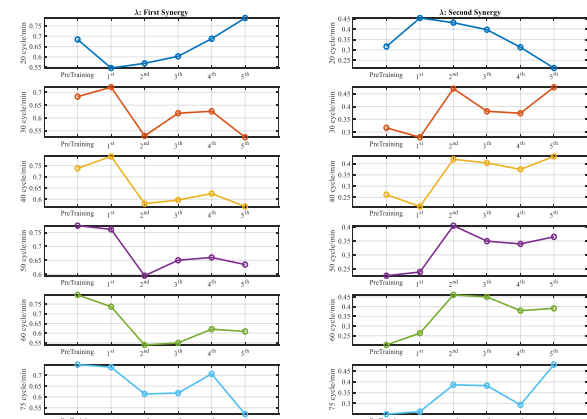
با توجه به وجود اسپاستیسیت و اختلال در کنترل حرکتی پس از سکته مغزی (۲۱)، انتظار می رود که استفاده از بایوفیدبک مبتنی بر بازی از طریق افزایش آگاهی حسی- حرکتی و یادگیری تدریجی، منجر به باز توزیع بار فعالیت بین عضلات جویده و گیجگاهی شود. چنین باز توزیعی می تواند خستگی کمتر، هماهنگی بهتر و الگویی نزدیک تر به جویدن طبیعی را در سمت درگیر بیمار فراهم سازد.

نکته قابل توجه این مطالعه، استفاده از اطلاعات کمی شده سینرزی های عضلانی به عنوان مبنای تولید بازخورد زیستی است. با وجود تغییر پذیری ذاتی سیگنال EMG، استخراج سینرزی ها امکان دستیابی به الگوهای پایدارتر و تفسیر پذیرتر کنترل حرکتی را فراهم می کند که می تواند در بازه ای از سرعت های مختلف جویدن، رفتار نسبتاً ثابتی از خود نشان دهد (۱۲).

علاوه بر این، آرایه بازخوردهای صوتی و بصری مبتنی بر اطلاعات زیستی استخراج شده از سیگنال EMG هر فرد و تنظیم شده در مرحله کالیبراسیون، به بیمار این امکان را می دهد تا تغییرات فیزیولوژیکی مرتبط با الگوی جویدن خود

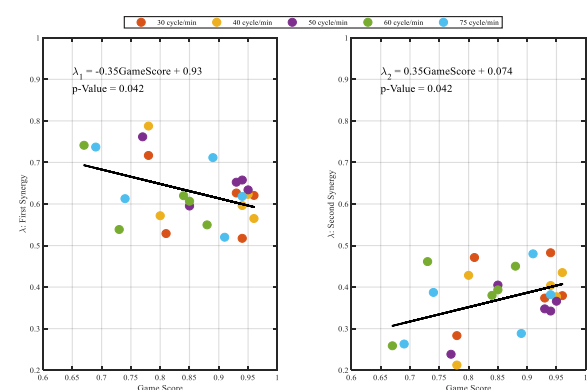
و از روند تغییرات آن حین جلسات درمانی، به عنوان شاخصی کمی برای ارزیابی توان بخشی بازی بایوفیدبک بهره برده شد. نرخ سهم دو سینرزی طی جلسات بازی در شکل ۹ آورده شده است.

با توجه به شکل ۹، حین جلسات درمان توان بخشی، به غیر از سرعت ۲۰ بار در دقیقه، سهم سینرزی اول کاهش و سهم سینرزی دوم افزایش می یابد. نکته جالب توجه آنجا است که عضله جویده در سینرزی اول و عضله گیجگاهی در سینرزی دوم مؤثرتر بودند و نتایج حاصل با نتایج موجود در شکل های ۷ و ۸ همخوانی دارد.



شکل ۹. تغییرات نرخ سهم سینرزی اول (چپ) و سینرزی دوم (راست) در سرعت های مختلف حین جلسات درمانی با بازی بایوفیدبک

بررسی رابطه بین نتایج کمی بازی و سینرزی عضلانی: به منظور ارزیابی اینکه آیا بین اطلاعات کمی حاصل شده از خروجی بازی و سینرزی عضلانی در جلسات مختلف، ارتباط وجود دارد، نمودار پراکندگی مقادیر نرخ سهم سینرزی اول و دوم نسبت به حداکثر امتیاز کسب شده در بازی در سرعت های مختلف، در شکل ۱۰ نمایش داده شده است.



شکل ۱۰. پراکندگی مقادیر نرخ سهم سینرزی اول (چپ) و دوم (راست) نسبت به حداکثر امتیاز کسب شده در بازی در سرعت های مختلف. بهترین خط برازش شده به داده ها با رنگ مشکی نمایش داده شده است. مقدار شیب و عرض از مبدأ خط برازش شده، به همراه مقدار P بر روی هر شکل آورده شده است.

مبتنی بر بازی می‌تواند پتانسیل مناسبی برای ادغام در برنامه‌های توان بخشی بیماران سکنه مغزی داشته باشد. نتایج به دست آمده حاکی از آن است که این رویکرد نوآورانه قادر است به طور هدفمند برخی چالش‌های مرتبط با عملکرد جویدن را مورد توجه قرار دهد و امکان استفاده از آن در حوزه توان بخشی حرکتی دهان را مطرح سازد.

علاوه بر این، سادگی پیاده‌سازی، ایمنی و هزینه نسبتاً پایین سیستم پیشنهادی، آن را به گزینه‌ای قابل بررسی برای به کارگیری در کنار روش‌های متداول توان بخشی تبدیل می‌کند. هرچند ارزیابی‌های گسترده‌تر با حجم نمونه بزرگ‌تر ضروری است، یافته‌های این مطالعه اولیه نشان می‌دهد که این سیستم می‌تواند به عنوان یک ابزار مکمل، در جهت بهبود عملکرد جویدن و حمایت از فرایند توان بخشی عصبی در بازماندگان سکنه مغزی مورد توجه قرار گیرد.

تشکر و قدردانی

پژوهش حاضر با کد اخلاق IR.IAU.MSHD.REC.1400.073 در دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد انجام شد.

نقش نویسندگان

طراحی و ایده پردازی: احسان تهامی، مرضیه علامی سنجانی
جذب منابع مالی برای انجام پروژه: مرضیه علامی سنجانی
خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی پروژه: مرضیه علامی سنجانی، احسان تهامی
جمع‌آوری داده‌ها: مرضیه علامی سنجانی، پیام ساسان‌نژاد
تحلیل و تفسیر نتایج: مرضیه علامی سنجانی، احسان تهامی، گلاره ویسی، پیام ساسان‌نژاد
خدمات تخصصی آمار: مرضیه علامی سنجانی
تنظیم دست‌نوشته: مرضیه علامی سنجانی، احسان تهامی، گلاره ویسی، پیام ساسان‌نژاد
ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی: مرضیه علامی سنجانی، احسان تهامی، گلاره ویسی، پیام ساسان‌نژاد
تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله: مرضیه علامی سنجانی، احسان تهامی، گلاره ویسی، پیام ساسان‌نژاد
مسئولیت حفظ و یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران: مرضیه علامی سنجانی، احسان تهامی، گلاره ویسی، پیام ساسان‌نژاد

منابع مالی

این مطالعه با کد اخلاق IR.IAU.MSHD.REC.1400.073 و بدون دریافت هیچ‌گونه حمایت مالی، در دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد اجرا و پیاده‌سازی گردید.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند.

را به صورت آگاهانه درک کرده و از طریق یادگیری تدریجی، کنترل و عملکرد جویدن را بهبود بخشد. از آنجا که تکرار فعالیت‌های جهت‌دار و دفعات و به خصوص انگیزه بیمار نقش مهمی در توان بخشی سکنه دارد، روش‌های آموزشی جالب، چالش‌برانگیز، پاداش‌دهنده و حتی رقابتی می‌تواند انگیزه بیماران را برای توان بخشی افزایش دهد. از این‌رو، درمانی که به عنوان بازی به جای انجام تمرینات یکنواخت به بازار عرضه می‌شود، ممکن است به بیمار کمک کند تا در امری که در ابتدا غیر ممکن بود، موفق شود. علاوه بر این، شواهد نشان می‌دهد که استفاده از بازخوردهای کلامی مثبت و بلادرنگ، مانند «خوب»، «خیلی خوب» و «عالی»، می‌تواند انگیزه بیماران را برای تلاش بیشتر و بهبود عملکرد افزایش دهد (۶). بر همین اساس، در طراحی بازی بایوفیدبک این مطالعه، بر ایجاد رقابت و افزایش سطح تعامل کاربر تأکید شده است. چرا که با افزایش آگاهی و انگیزه بیماران، ممکن است این امکان فراهم شود که بیمار قادر شود پاسخ‌های روانی-فیزیولوژیکی را اصلاح کند و به عملکردهای فیزیولوژیکی بهتر، هم به صورت خودآگاه و هم ناخودآگاه دست یابد.

محدودیت‌ها

با وجود نتایج امیدوارکننده، این مطالعه با چند محدودیت و چالش اجرایی همراه بود. نخست، ماهیت مطالعه موردی و حجم نمونه محدود، تعمیم‌پذیری نتایج را محدود می‌کند. دوم، استفاده از آدامس به عنوان ماده جویدنی، چالش‌هایی از جمله تفاوت در وضعیت دندان، وجود پروتز، میزان تمایل بیمار به جویدن، و ویژگی‌های رئولوژیکی آدامس (مانند سختی و چسبندگی) را به همراه داشت که می‌تواند بر یکنواختی شرایط آزمایش تأثیر بگذارد. علاوه بر این، وابستگی سیستم به همکاری فعال بیمار و تمرکز ذهنی وی، به ویژه در جلسات اولیه، یکی دیگر از چالش‌های این مطالعه بود که می‌تواند بر کیفیت داده‌های ثبت‌شده و روند یادگیری تأثیرگذار باشد.

پیشنهادها

با توجه به محدودیت‌ها و یافته‌های این مطالعه، پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آینده از مواد خوراکی متنوع‌تر یا حتی تقلید عمل جویدن، به منظور کاهش وابستگی به آدامس، استفاده شود. همچنین، انجام مطالعات با حجم نمونه بزرگ‌تر و طراحی کارآزمایی‌های کنترل‌شده می‌تواند به ارزیابی دقیق‌تر اثربخشی این رویکرد کمک کند.

از منظر توسعه سیستم، ادغام اطلاعات تصویری حرکات صورت و جویدن بیمار با آواتار بازی می‌تواند به عنوان یک مسیر توسعه آینده در نظر گرفته شود. چنین رویکردی این امکان را فراهم می‌کند که بازخورد بصری غنی‌تری در اختیار بیمار قرار گیرد و آگاهی حرکتی وی افزایش یابد. این پیشنهاد مبتنی بر تحلیل نتایج مطالعه حاضر ارایه شده و می‌تواند در آینده مورد بررسی تجربی قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

یافته‌های حاصل از این مطالعه موردی نشان می‌دهد که به کارگیری بایوفیدبک

References

- Schimmel M, Leemann B, Herrmann F, Kiliaridis S, Schnider A, Müller F. Masticatory function and bite force in stroke patients. Journal of dental research. 2011; 90(2): 230-4.
- Song C, Yu YF, Ding WL, Yu JY, Song L, Feng YN, et al. Quantification of the masseter muscle hardness of stroke patients

- using the MyotonPRO apparatus: intra-and inter-rater reliability and its correlation with masticatory performance. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*. 2021; 27: e928109-1.
3. Wang J-S, Lee J-H, Kim N-J. Effects of neuromuscular electrical stimulation on masticatory muscles in elderly stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*. 2015; 27(9): 2767-70.
 4. Jian C, Wei M, Luo J, Lin J, Zeng W, Huang W, et al. Multiparameter electromyography analysis of the masticatory muscle activities in patients with brainstem stroke at different head positions. *Frontiers in Neurology*. 2017; 8: 221.
 5. Arumugam A, Gururaj S. Effects of game-based rehabilitation on upper limb function in adults within the first six months following stroke: protocol for a systematic review and meta-analysis. *JBI evidence synthesis*. 2021; 19(8): 1954-63.
 6. Li CM, Wang TG, Lee HY, Wang HP, Hsieh SH, Chou M, et al. Swallowing training combined with game-based biofeedback in poststroke dysphagia. *PM&R*. 2016; 8(8): 773-9.
 7. Sanjani MA, Tahami E, Veisi G. A review of surface electromyography applications for the jaw muscles characterization in rehabilitation and disorders diagnosis. *Medicine in Novel Technology and Devices*. 2023; 20: 100261.
 8. Shu X, Fan Y, Leung KCM, Lo ECM. Masticatory function of stroke patients: A systematic review with meta-analysis. *Gerodontology*. 2023; 40(2): 172-82.
 9. Rokicki LA, Houle TT, Dhingra LK, Weinland SR, Urban AM, Bhalla RK. A preliminary analysis of EMG variance as an index of change in EMG biofeedback treatment of tension-type headache. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2003; 28(3): 205-15.
 10. Criado L, de La Fuente A, Heredia M, Montero J, Albaladejo A, Criado J-M. Electromyographic biofeedback training for reducing muscle pain and tension on masseter and temporal muscles: A pilot study. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2016; 8(5): e571.
 11. Alyanak B, İnanır M, Sade SI, Kablanoğlu S. Efficacy of Game-Based EMG-Biofeedback Therapy in Post-Stroke Dysphagia: A Randomized Controlled Trial. *Dysphagia*. 2025; 40(6): 1289-301.
 12. Allami Sanjani M, Tahami E, Veisi G. Synchronous muscle synergy evaluation of Jaw muscle activities during chewing at different speeds, a preliminary study. *Brain Sciences*. 2023; 13(9): 1344.
 13. Sabaneeff A, Caldas LD, Garcia MAC, Nojima MdCG. Proposal of surface electromyography signal acquisition protocols for masseter and temporalis muscles. *Research on Biomedical Engineering*. 2017; 33: 324-30.
 14. Liu Y, Chen L, Hong R, Dong X, Sha W, Jin Z, et al. A survey of mastication evaluation: from traditional approach to artificial intelligence. *Food, Nutrition and Health*. 2025; 2(1): 18.
 15. Kalani H, Moghimi S, Akbarzadeh A. SEMG-based prediction of masticatory kinematics in rhythmic clenching movements. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2015; 20: 24-34.
 16. Solnik S, Rider P, Steinweg K, DeVita P, Hortobágyi T. Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *European journal of applied physiology*. 2010; 110(3): 489-98.
 17. Li X, Zhou P, Aruin AS. Teager-Kaiser energy operation of surface EMG improves muscle activity onset detection. *Annals of biomedical engineering*. 2007; 35(9): 1532-8.
 18. Ebied A, Kinney-Lang E, Spyrou L, Escudero J. Evaluation of matrix factorisation approaches for muscle synergy extraction. *Medical engineering & physics*. 2018; 57: 51-60.
 19. Li S, Zhuang C, Niu CM, Bao Y, Xie Q, Lan N. Evaluation of functional correlation of task-specific muscle synergies with motor performance in patients poststroke. *Frontiers in Neurology*. 2017; 8:337.
 20. Piancino MG, Tortarolo A, Di Benedetto L, Crincoli V, Falla D. Chewing patterns and muscular activation in deep bite malocclusion. *Journal of Clinical Medicine*. 2022; 11(6): 1702.
 21. Bhimani R, Anderson L. Clinical understanding of spasticity: implications for practice. *Rehabilitation research and practice*. 2014; 2014: 279175.

A Game-Based Biofeedback System for Enhancing Masticatory Function in Patients with Stroke: A Case Study

Marzieh Allami-Sanjani¹  , Ehsan Tahami²  ,
Gelareh Veisi³  , Payam Sasannezhad⁴  

Abstract

Original Article

Introduction: Orofacial functional impairment is a common complication among stroke survivors, often leading to reduced masticatory function and strength, which ultimately results in gastrointestinal (GI) issues. On the other hand, game-based interventions serve as valuable therapeutic tools by integrating principles of motor learning and neuroplasticity into post-stroke rehabilitation of muscle function. The primary objective of this study was to develop a game-based biofeedback system for patients with stroke that utilizes muscle synergy information from the masticatory muscles to provide necessary feedback.

Materials and Methods: Initially, a two-dimensional (2D) game was designed, featuring an avatar that performs mastication of various food items at different speeds. The onset of each chewing cycle was determined using electromyography (EMG) signals from the masseter muscles. Subsequently, using non-negative matrix factorization (NMF), the contribution of each synergy between the masseter and temporal muscles was calculated to generate a score, which was displayed as visual feedback on the monitor. The proposed intervention was evaluated on the affected side of a post-stroke patient with preserved gum-mastication ability.

Results: Throughout the treatment sessions, in addition to an increase in game scores, the contribution rate of the first synergy (primarily associated with masseter muscle activity) showed a statistically significant linear decrease, while the contribution rate of the second synergy (temporal muscle) increased.

Conclusion: The findings demonstrate the effectiveness of game-based biofeedback rehabilitation as a simple, safe, cost-effective, and motivating approach. This method, which eliminates the need for specialized clinical space or constant professional supervision, shows great potential in assisting stroke survivors.

Keywords: Game-based biofeedback; Stroke; Electromyogram; Masticatory muscles; Muscle synergy

Citation: Allami-Sanjani M, Tahami E, Veisi G, Sasannezhad P. **A Game-Based Biofeedback System for Enhancing Masticatory Function in Patients with Stroke: A Case Study.** J Res Rehabil Sci 2023; 19: 144-53.

Received date: 23.05.2023

Accept date: 06.08.2023

Published: 03.09.2023

1- PhD Candidate, Department of Biomedical Engineering, Mashhad Branch, Islamic Azad University, Mashhad, Iran

2- Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Mashhad Branch, Islamic Azad University, Mashhad, Iran

3- Assistant Professor, Department of Computer Engineering, Islamic Azad University, Mashhad Branch, Mashhad, Iran

4- Associate Professor, Department of Neurology, School of Medicine AND Ghaem Medical Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

Corresponding Author: Ehsan Tahami; Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Mashhad Branch, Islamic Azad University, Mashhad, Iran; Email: tahami@mshdiau.ac.ir