

Extracting and study of synchronous muscle synergies during fast arm reaching movements

N. Kaboodvand¹, F. Towhidkhah^{2*}, B. Iravani³, S. Gharibzadeh⁴

¹M.Sc., Bioelectric Group, Bioengineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, n.kaboodvand@aut.ac.ir

^{2*} Professor, Bioelectric Group, Bioengineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran.

³M.Sc., Bioelectric Group, Bioengineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, b.iravani@aut.ac.ir

⁴ Associate professor, Bioelectric Group, Bioengineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, Gharibzadeh@aut.ac.ir

Abstract

The central nervous system (CNS) uses a redundant set of joints and muscles to ensure both flexible and stable movements. How the CNS faces the complexity of control problem is not still clear. Modular control is one of the most attractive hypotheses in motor control. In this hypothesis, some motor primitives (e.g. muscle synergies) are considered as the building blocks that can be combined to present a vast repertoire of movements. EMG signals are required for extracting muscle synergies and NMF (nonnegative matrix factorization) is one of the most accepted methods for extracting synergies. Due to tonic component elimination of EMG signals involved in reaching movements in vertical planes, the standard NMF method is not applicable to extract muscle synergies. In this paper a modified NMF method, so-called semi-NMF, is applied to resolve the tonic component problem. On the other hand, to improve the accuracy of synergies' estimation and to find the global optimum for the optimization problem, we have proposed using HALS method. The proposed algorithm was applied to the experimental EMG recorded in arm reaching movement in the frontal plane. The results showed a good improvement both in accuracy and repeatability of extracted synergies. In addition, extracted muscle synergies were physiologically interpretable.

Key words: arm reaching movement, direction-independent synergies, muscle synergies, semi-NMF, synchronous muscle synergies.

* Corresponding author

Address: Bioelectric Group, Bioengineering School, Amirkabir University of Technology, Hafez Avenue, Tehran, Iran. P.O.Box: 15875-4413., Postal Code: 15875-4413 I.R. Iran

Tel: +98 21 64542363

Fax: +98 21 66468186

E-mail: Towhidkhah@aut.ac.ir

استخراج و بررسی سینرجی‌های سنکرون در طول حرکت‌های سریع رسنده دست

ندا کبودوند^۱، فرزاد توحیدخواه^{۲*}، بهزاد ایروانی^۳، شهریار غریب‌زاده^۴

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

n.kaboodvand@aut.ac.ir

^۲ استاد، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران.

^۳ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران b.iravani@aut.ac.ir

^۴ دانشیار، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران Gharibzadeh@aut.ac.ir

چکیده

سیستم اعصاب مرکزی (CNS) برای تضمین انعطاف‌پذیری و پایداری حرکات، تعداد زیادی از مفاصل و عضلات را به کار می‌گیرد. هنوز به وضوح مشخص نیست که CNS چگونه مسأله پیچیده کنترل حرکات را حل می‌کند. نظریه کنترل پودمانی یکی از موفق‌ترین نظریه‌های مطرح شده در کنترل حرکت است. بر اساس این نظریه، برخی پایه‌های حرکتی (مانند سینرجی‌های عضلانی) واحدهای سازنده حرکات بوده؛ با ترکیب آن‌ها طیف وسیعی از حرکات تولید می‌شود. از معروف‌ترین روش‌ها برای استخراج سینرجی‌های عضلانی از سیگنال‌های الکترومایوگرام (EMG) عضلات، روش تجزیه نامنفی ماتریسی (NMF) است. در حرکات رسنده دست در صفحه عمودی، به علت حذف مؤلفه تونیک از سیگنال EMG، روش استاندارد NMF برای استخراج سینرجی‌های عضلانی کارایی ندارد. در این مقاله، روش اصلاح شده NMF، به نام semi-NMF، برای حل این مشکل به کار گرفته شد. از سوی دیگر، برای بهبود دقت تخمین سینرجی‌ها و نیز رسیدن به پاسخی یکتا برای حل مسأله بهینه‌سازی در مدل پیشنهادی، در این مقاله از روش HALS استفاده شده است. الگوریتم پیشنهادی به EMG‌های ثبت شده در حرکت رسنده دست در صفحه جلویی شخص، اعمال شد. نتایج، بهبود قابل توجهی در دقت سینرجی‌های تخمین زده شده و به خصوص تکرارپذیری استخراج سینرجی‌ها را نشان دادند. همچنین سینرجی‌های استخراج شده از نظر فیزیولوژیک قابل توجیه بودند.

کلیدواژگان: حرکت دست‌رسانی، سینرجی‌های عضلانی سنکرون، سینرجی‌های مستقل از جهت، semi-NMF

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان حافظ، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، گروه بیوالکترونیک، صندوق پستی: ۴۴۱۳-۱۵۸۷۵

تلفن: ۰۲۱-۶۴۵۴۲۳۶۳، دورنگار: ۰۲۱-۶۶۴۶۸۱۸۶، پیام نگار: Towhidkhah@aut.ac.ir

۱- مقدمه

حرکت ارادی، حرکتی هدف‌گرا و قابل پیش‌بینی است که با صرف توجه و تلاش ناچیزی، انجام می‌شود. سیستم حرکتی انسان دارای قابلیت‌ها، درجه‌های آزادی و انعطاف‌پذیری فراوان است که امکان اجرای حرکت‌های متنوع و پیچیده را برای انسان میسر می‌کند. درجه‌های آزادی زیاد سیستم در اجرای حرکت‌های گوناگون به گونه‌ای است که برنشتاین^۱ مسأله اصلی برای پی بردن به نحوه کنترل حرکات آدمی را درک روش اتخاذ شده توسط این سیستم در کنترل درجه‌های آزادی می‌داند [۱]. در شرایطی که تعداد عناصر شرکت کننده در هر حرکت بسیار بیش از ضرورت است، CNS^۲ چگونه می‌تواند از پس مسائل ظاهر شده در انتخاب بر بیاید؟!

با وجود ابعاد زیاد در فضای جست و جو، پیچیدگی مسأله کنترل، امری انکارناپذیر است. بدین ترتیب، مسأله درجه‌های آزادی زیاد و در دسر بُعد زیاد^۳ از مهم‌ترین مباحث کنترل حرکت است [۲]. با این حال نحوه مواجهه CNS با این مسأله هنوز چندان روشن نیست. فرضیه‌های مختلفی برای کنترل حرکت ارائه شده است.

کنترل پودمانی^۴ از جذاب‌ترین فرضیه‌های کنترل حرکت است. بر مبنای این فرضیه پایه‌های حرکتی (حرکت‌های اولیه) در سطح نخاع سازمان‌دهی شده‌اند [۳] که با ترکیب خطی یا غیر خطی آن‌ها، مجموعه متنوعی از حرکت‌های پیچیده تولید می‌شوند. از آنجایی که پودمانی بودن به طور عمده‌ای بعد مسأله کنترل را کاهش می‌دهد، این نظریه به عنوان روشی کارآمد در انجام حرکات سریع و پیچیده، و نیز توجیه یادگیری، تطبیق‌پذیری و سایر قابلیت‌های سیستم کنترل حرکات، پذیرفته شده است [۴]. هر واحد به عنوان شبکه‌ای از نورون‌ها در سطح نخاعی توصیف می‌شود که مجموعه‌ای از عضلات را به منظور انجام حرکتی خاص، به کار می‌گیرد [۳]. برتری فرضیه کنترل پودمانی، کاهش بعد در مسأله است. کاهش بعد، ناشی از فرامین سطح بالای ساده به جای تحریک پیچیده تعداد زیادی عضله است. این فرامین سطح بالا به عنوان سیگنال‌های فعال‌سازی مجموعه محدودی از واحدها (پایه‌های حرکتی) در سطح نخاعی، عمل می‌کنند. بازخورد

حسی برآمده از عضلات، تاندون‌ها و رباط‌ها، تغییراتی در مدارات نورونی نخاعی ایجاد می‌کند که منجر به تنظیم پایه‌های حرکتی موجود یا به وجود آمدن پایه‌های حرکتی جدید می‌شود [۵]. برای نمونه، افرادی با نقص رباط صلیبی قدامی^۵ (ACL)، بعد از بازسازی ACL، برای پیشرفت سطوح فعالیت EMG^۶، نیازمند تمرینات سخت ورزشی هستند [۶]؛ چرا که پایه‌های حرکتی بعد از آسیب ACL تغییر کرده‌اند [۷]. سینرجی‌های عضلانی و میدان‌های نیروی نخاعی دو نامزد پیشنهادی برای پایه‌های حرکتی هستند. سینرجی‌ها پایه‌هایی هستند که باعث کاهش درجه‌های آزادی می‌شوند. در این حالت کنترل‌کننده به جای جستجو در کل فضای کنترلی، در فضای ضرایب پایه‌ها جستجو می‌کند که به مراتب کوچک‌تر است. به بیان ساده‌تر ایده سینرجی‌های عضلانی بدین صورت است: تعدادی عضله به گونه‌ای به یکدیگر پیوند خورده‌اند که یک سیگنال حرکتی مرکزی تمام آنها را با یکدیگر و به نسبت مشخصی فعال می‌سازد. هنگامی که هدف حرکتی تغییر کند، سیگنال حرکتی نیز تغییر کرده؛ منجر به تغییرات موازی در تمام عضله‌های سینرجی می‌شود [۸].

در منبع [۹] مدلی بر مبنای شبکه عصبی برای کنترل حرکت با استفاده از سینرجی‌های عضلانی، ارائه شده است. در مدل پیشنهادی، شبکه‌های نخاعی با شبکه‌های نورونی با نام گروه‌های سینرجی^۷ (S.G.) راه اندازی می‌شوند. هر S.G. در واقع یک شبکه عصبی بازگشتی است که از اتصال بازگشتی شبکه‌های عصبی کوچکتری شکل گرفته است که با هم در تعاملند. در هر S.G. الگوهای فعالیت عضلانی مختلف به عنوان جاذب به گونه‌ای در شبکه‌های عصبی بازگشتی کوچکتر جاسازی شده‌اند که از تعامل این شبکه‌های عصبی، ابر جاذب شکل می‌گیرد. جاذب‌هایی که در این S.G. ها رخ می‌دهند وابسته به ورودی حرکتی هستند. این ورودی می‌تواند به عنوان بخشی از سیگنال دستوری از سیستم‌های قشری در نظر گرفته شود. خروجی‌های هر S.G. بر تعدادی عضله تصویر می‌شوند. به بیان دیگر، هر ابر جاذب در S.G. الگویی فضایی-زمانی خاص را از فعالیت بین عضلات تصویر می‌کند و بنابراین یک سینرجی را شکل می‌دهد.

^۱Bernstein
^۵Anterior Cruciate Ligament

^۲Central Nervous System
^۶Electromyography

^۳Coarse of Dimensionality
^۷Synergy Groups

^۴Modular

متناظر است. T تعداد نمونه‌ها، I تعداد مشاهدات و J تعداد منابع یا مؤلفه‌ها است. در کل J مجهول بوده؛ می‌تواند کوچک‌تر، بزرگ‌تر یا مساوی I باشد.

استفاده از لفظ کور به این معنی است که یا اطلاعاتی درباره منابع وجود ندارد یا اطلاعات موجود، بسیار اندک است. از آنجایی که داده به روش‌های مختلفی قابل تفسیر است، داشتن دانش اولیه برای انتخاب بهترین ویژگی‌ها به نمایندگی از مؤلفه‌های نامعلوم، ضروری است. بدین ترتیب وقتی اطلاعاتی در مورد منابع اولیه موجود است (برای نمونه استقلال یا غیر منفی بودن آن‌ها) جداسازی ساده‌تر شده؛ آن را جداسازی غیرکور منابع می‌نامند [۱۴].

پژوهشگران بسیاری به تحقیق درباره تجزیه نامنفی ماتریس پرداخته‌اند؛ ولی این روش بیشتر به مطالعات لی^{۱۱} و سونگ^{۱۲} - که در مجله‌های Nature و NIPS منتشر شد- نسبت داده می‌شود [۱۶، ۱۵]. آن‌ها بر اساس استدلال اهمیت نامنفی بودن در ادراک انسان، الگوریتم‌های ساده‌ای را به منظور نمایش نامنفی تصاویر و داده‌های غیرمنفی، ارائه کردند. مسأله تجزیه نامنفی ماتریس (NMF) بدین صورت بیان می‌شود: ماتریس مشاهدات $Y \in \mathbb{R}_+^{I \times T}$ که در آن $y_{it} \geq 0$ است و نیز مرتبه‌ای است که به آن کاهش بعد می‌دهیم، معلوم‌اند و بر اساس آن‌ها، باید دو ماتریس نامنفی $X = B^T = [b_1, b_2, \dots, b_J]^T \in \mathbb{R}_+^{I \times J}$ و $A = [a_1, a_2, \dots, a_J] \in \mathbb{R}_+^{J \times T}$ که عامل‌های Y هستند؛ پیدا شوند، یعنی:

$$Y = AX + E = AB^T + E \quad (2)$$

ماتریس E نماینده خطای تقریب است. بنا به کاربردهای مختلف، عوامل X و A می‌توانند تعبیر فیزیکی مختلفی داشته باشند. در مسأله جداسازی کور ماتریسی (BSS)، نقش ماتریس ترکیب را ایفا می‌کند و X معرف سیگنال‌های منبع است. در NMF استاندارد، فقط فرض می‌شود که ماتریس‌های A و X نامنفی‌اند [۱۴]. برای تخمین ماتریس‌های A و X باید مقیاس شباهتی برای کمی کردن اختلاف ماتریس داده Y و ماتریس تقریب زده شده برای آن، یعنی $\hat{Y} = AX$ ، در نظر بگیریم. انتخاب معیار شباهت (یا واگرایی) تا حد زیادی وابسته به توزیع احتمال سیگنال‌ها یا مؤلفه‌های تخمین زده

در اغلب مطالعات، با اعمال روش‌های تجزیه خطی ماتریسی بر سیگنال‌های EMG، سینرجی‌های عضلانی استخراج می‌شوند. روش تجزیه نامنفی ماتریسی^۸ (NMF) برای استخراج سینرجی‌ها - که مقبولیت عام دارد- با مشکل تکرارپذیر نبودن تجزیه و ارائه سینرجی‌های غیر یکتا، مواجه است.

در این مقاله ما از روش حداقل مربعات متناوب سلسله مراتبی^۹ (HALS) - که دارای ویژگی همگرایی خوب است- برای مدل تجزیه ماتریسی نامنفی استفاده کرده‌ایم. از سوی دیگر در حرکت‌های رسنده انجام شده در صفحات عمودی، سیگنال‌های EMG شامل دو بخش تونیک و فازیک^{۱۰} است [۱۰]؛ چرا که الگوهای عضلانی درگیر در حرکت دست در صفحه عمودی، برای حفظ پایداری وضعیتی و ایجاد شتاب مناسب برای تغییر موقعیت دست، مسئول متعادل کردن نیروهای جاذبه نیز هستند [۱۱]. برای حرکت‌هایی مثل حرکت رسنده دست در صفحه عمودی که پیش از استخراج سینرجی‌ها مؤلفه تونیک سیگنال EMG باید حذف شود [۱۲]، بعلت ظاهر شدن برخی مقادیر منفی در سیگنال باقی‌مانده، مدل استاندارد NMF قابل استفاده نیست و باید اصلاحاتی در آن انجام شود.

۲- روش

۲-۱- استخراج سینرجی از EMG

برای استخراج سینرجی‌ها از روش‌های مختلف جداسازی ماتریسی استفاده می‌شود [۱۳]. در نظر گرفتن مسائل در چارچوب تجزیه ماتریسی در واقع از روش‌های جدید در جداسازی کور منابع است [۱۴]. بدین ترتیب بر ماتریس داده یا همان مشاهدات، تجزیه ماتریسی اعمال می‌شود:

$$Y = AX + E \quad (1)$$

در این عبارت، $Y = [y_{it}] = [y(1), \dots, y(t)] \in \mathbb{R}^{I \times T}$ ماتریس داده یا همان مشاهدات است؛ $A \in \mathbb{R}^{J \times T}$ ماتریس پایه نامعلوم یا ماتریس ترکیب است (وابسته به کاربرد) و $E \in \mathbb{R}^{I \times T}$ ماتریس نامعلومی است که بیان‌کننده خطا یا نویز است. ماتریس نامعلوم $X = [x_{jt}] = [x(1), \dots, x(T)] \in \mathbb{R}^{J \times T}$ شامل مؤلفه‌های پنهان

⁸Nonnegative Matrix Factorization

¹¹Lee

⁹Hierarchical Alternating Least Squares

¹²Seung

¹⁰Phasic

۲-۱-۲- تخمین ماتریس‌های عامل در تجزیه نامنفی

ماتریسی با روش HALS

استفاده از قوانین یادگیری محلی به منظور بروز رسانی متوالی بردارهای ماتریس‌های عامل، می‌تواند منجر به گرفتن پاسخی یکتا از الگوریتم‌های NMF شود. این روش حتی در مواردی که تعداد عضله‌ها (حسگرهای) به کار گرفته شده برای مشاهدات) از سینرجی‌ها کمتر باشد نیز می‌تواند به درستی سینرجی‌ها را تخمین بزند.

برای ماتریس‌های $A=[a_1, a_2, \dots, a_J]$ و $B=X^T=[b_1, b_2, \dots, b_J]$ تابع هزینه فاصله اقلیدسی را به این صورت تعریف می‌کنیم:

$$J(a_1, \dots, a_J, b_1, \dots, b_J) = \frac{1}{2} \|Y - AB^T\|_F^2 = \frac{1}{2} \|Y - \sum_{j=1}^J a_j b_j^T\|_F^2 \quad (6)$$

باقی‌مانده را می‌توان به این شکل تعریف کرد:

$$Y^{(j)} = Y - \sum_{p \neq j} a_p b_p^T = Y - AB^T + a_j b_j^T = E + a_j b_j^T \quad (j = 1, 2, \dots, J) \quad (7)$$

و به نوبت مجموعه‌ای از توابع هزینه را به حداقل رساند (به ازای $j=1, 2, \dots, J$ و با اعمال $a_j \geq 0$ و $b_j \geq 0$) برای یک b_j ثابت:

$$D_A^{(j)}(a_j) = \frac{1}{2} \|Y^{(j)} - a_j b_j^T\|_F^2 \quad (8)$$

برای a_j ثابت:

$$D_B^{(j)}(b_j) = \frac{1}{2} \|Y^{(j)} - a_j b_j^T\|_F^2 \quad (9)$$

یا به بیان کلی‌تر:

$$D_F^{(j)}(Y^{(j)} \| a_j b_j^T) = \frac{1}{2} \|Y^{(j)} - a_j b_j^T\|_F^2 \quad (10)$$

بر اساس شرایط بهینگی^{۱۶} (KKT)، در صورت برقراری شرایط زیر a_j و b_j نقاط ایستای تابع هزینه بالا هستند:

$$a_j \geq 0, \quad b_j \geq 0 \quad (11)$$

$$\nabla_{a_j} D_F^{(j)}(Y^{(j)} \| a_j b_j^T) \geq 0, \quad \nabla_{b_j} D_F^{(j)}(Y^{(j)} \| a_j b_j^T) \geq 0 \quad (12)$$

$$a_j \otimes \nabla_{a_j} D_F^{(j)}(Y^{(j)} \| a_j b_j^T) = 0, \quad b_j \otimes \nabla_{b_j} D_F^{(j)}(Y^{(j)} \| a_j b_j^T) = 0 \quad (13)$$

به سادگی می‌توان با محاسبه گرادیان‌های توابع هزینه محلی نسبت به بردارهای مجهول a_j و b_j ، نقاط ایستا^{۱۷} را تخمین زد:

$$\nabla_{a_j} D_F^{(j)}(Y^{(j)} \| a_j b_j^T) = \frac{\partial D_F^{(j)}(Y^{(j)} \| a_j b_j^T)}{\partial a_j} = a_j b_j^T b_j - Y^{(j)} b_j \quad (14)$$

شده و نیز ساختار داده و توزیع نویز، است. ساده‌ترین و رایج‌ترین مقیاس بر اساس نرم فروبنیوس^{۱۳} است:

$$D_F(Y \| AX) = \frac{1}{2} \|Y - AX\|_F^2 \quad (3)$$

که به مربع فاصله اقلیدسی نیز منسوب است. در صورتی که چنین تابع هزینه‌ای را بطور تناوبی حداقل کنیم به الگوریتم حداقل مربعات متناوب^{۱۴} (ALS) دست می‌یابیم [۱۴]. البته الگوریتم ALS هرچند در مقایسه با سایر روش‌های حل مسأله NMF کارایی و سرعت بیشتری دارد، ضعفی عمده نیز دارد: به پاسخ‌های زیربینه^{۱۵} (کمینه محلی)، همگرا می‌شود و پاسخ‌های بدست آمده بشدت متغیر و حساس به نویز هستند [۱۷].

روش مورد استفاده در این پژوهش یکی از انواع روش‌های تجزیه ماتریسی بوده؛ دو مزیت عمده دارد. اول اینکه، با تغییر مختصری در شرایط مدل NMF آن را برای داده‌هایی که مقادیرشان صرفاً مثبت نیستند نیز قابل استفاده کرده‌ایم. دوم آنکه، با توجه به اینکه یکی از مشکلات رایج در استفاده از NMF، تغییر سینرجی‌های استخراج شده به ازای هر بار تکرار برنامه مربوطه است (بهینه محلی پیدا می‌شود)، استفاده از روش HALS را برای حل مسأله بهینه سازی مطرح در NMF پیشنهاد می‌کنیم که قادر به یافتن پاسخ یکتا (بهینه سرتاسری) برای مسأله است.

۲-۱-۱- مدل پیشنهادی

همان‌طور که پیش‌تر اشاره شد، بعد از حذف مؤلفه تونیک از سیگنال‌های EMG، سیگنال الکترومایوگرام باقی‌مانده (مؤلفه مربوط به حرکت) مطلقاً مثبت نبوده؛ مدل استاندارد NMF برای این مورد، کارایی ندارد. بنابراین می‌توان شرط نامنفی بودن یکی از دو عامل را برداشت. به مدلی با این ویژگی، semi-NMF گفته می‌شود [۱۴] که به هر دو شکل زیر قابل بیان است:

$$Y_{\pm} = A_{\pm} X_{+} + E \quad (4)$$

$$Y_{\pm} = A_{+} X_{\pm} + E \quad (5)$$

توضیح این‌که زیرنویس + در A_{+} نشان دهنده قید نامنفی بودن برای ماتریس A است.

¹³Frobenius norm
¹⁷Stationary points

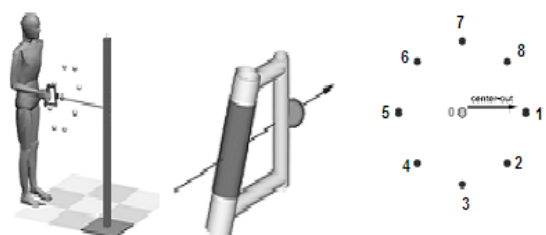
¹⁴Alternating Least Squares

¹⁵Suboptimal

¹⁶Karush-Kuhn-Tucker

۲-۲- معرفی دادگان و پیش پردازش‌ها

در این مطالعه از سیگنال‌های الکترومایوگرام (EMG) و کینماتیک نقطه انتهایی ثبت شده در حرکت‌های دست‌رسانی بر روی صفحه جلوی فرد^{۲۰} استفاده کرده‌ایم. این مجموعه دادگان را دثاولا و همکارانش در دانشگاه رم ثبت کرده‌اند. این آزمایش از افراد شرکت‌کننده خواسته شده است که با گرفتن دستگیره‌ای حرکات دست‌رسانی را در جهات مختلف انجام دهند. وزن دستگیره در همه آزمایش‌ها ۱۸۰ گرم بوده؛ حرکت‌های دست‌رسانی سریع با شروع از نقطه‌ای مرکزی، در ۸ جهت مختلف شکل گرفته‌اند. از افراد در حالی که ایستاده بوده‌اند خواسته شده دستگیره‌ای را با دست راست خود گرفته؛ گوی (با قطر ۴cm) متصل به دستگیره را به ۸ هدف مشخص شده، برسانند [شکل (۲)]. دستگیره از دو استوانه ساخته شده بود که یکی با قطر ۴cm برای گرفتن و دیگری نیز برای اتصال به گوی بود. امتداد محور تقارن دو استوانه با یکدیگر زاویه ۱۶ درجه را تشکیل می‌دادند به طوری که محور استوانه‌ای متصل به گوی عمود بر محور ساعد بود تا مچ دست موقعیت طبیعی خود را داشته باشد (با اندک انحراف ulnar). هشت هدف ترسیم شده در شکل، نسبت به محل شروع حرکت‌ها ۳۰cm فاصله داشتند؛ زاویه بین اهداف نیز ۴۵ درجه بود. موقعیت انتهایی دست نیز با نشانگری که در دستگیره تعبیه شده بود^{۲۱} با آهنگ ۱۲۰Hz ثبت شده بود.



شکل (۲) - حرکت‌های رسنده دست در صفحه مقابل فرد، در هشت جهت مختلف انجام شده است.

با استفاده از نشانگر تعبیه شده موقعیت گوی متصل به دستگیره محاسبه شده؛ از آن به عنوان موقعیت نقطه انتهایی استفاده شد. داده مربوط به موقعیت را - که با آهنگ ۱۲۰ هرتز نمونه‌برداری شده بود - از فیلتر پایین‌گذری با

$$\nabla_{b_j} D_F^{(j)}(Y^{(j)} \| a_j b_j^T) = \frac{\partial D_F^{(j)}(Y^{(j)} \| a_j b_j^T)}{\partial b_j} = a_j^T a_j b_j - Y^{(j)T} a_j \quad (15)$$

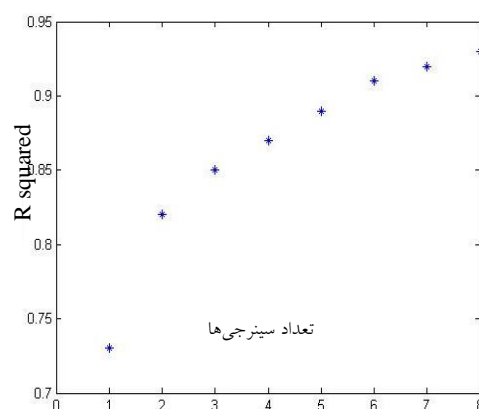
با این فرض که a_j و b_j به ازای همه مقادارهای j مقدار مثبتی باشند (به جای مقادارهای منفی نیز برای نمونه $\varepsilon = 10^{-9}$ بگذاریم)، به سادگی می‌توان با قوانین به‌روزرسانی زیر، نقاط ایستا را تخمین زد:

$$b_j \leftarrow \frac{1}{a_j^T a_j} [Y^{(j)T} a_j]_+ = \frac{1}{a_j^T a_j} \max\{\varepsilon, Y^{(j)T} a_j\} \quad (16)$$

این قوانین به‌روزرسانی را با عنوان الگوریتم HALS برای اولین بار سیچوکی^{۱۸} و همکارانش، بمنظور حل مسئله NMF پیشنهاد کردند [۱۸].

۲-۱-۳- انتخاب تعداد سینرجی‌ها

شیوه انتخاب تعداد سینرجی‌ها در مطالعات مختلف، متفاوت است. یکی از روش‌های رایج استفاده از معیار R^2 است. این معیار برای سنجش خوبی برازندگی مدل، استفاده می‌شود [۱۲]. در شکل (۱) تغییرات R^2 به صورت تابعی از تعداد سینرجی‌ها، رسم شده است. همانطور که می‌بینیم به ازای تعداد شش سینرجی، کاهش قابل توجهی در شیب منحنی ایجاد شده (زانوی منحنی است) بنابراین در این مطالعه، در بخش استخراج سینرجی با روش خطی NMF، شش سینرجی استخراج شد. شایان ذکر است، گرچه مدل پیشنهادی دثاولا^{۱۹} و همکارانش نمایشی باصرفه‌تر از خروجی حرکتی است، نرخ بازسازی کمی دارد (مقادیر R^2 در آزمایش‌های مختلف بین ۰/۷۳ و ۰/۸۲ گزارش شده است) [۱۲].



شکل (۱) - تغییرات R^2 بصورت تابعی از تعداد سینرجی‌ها

¹⁸Cichocki

¹⁹d' Avella

²⁰Frontal Plane

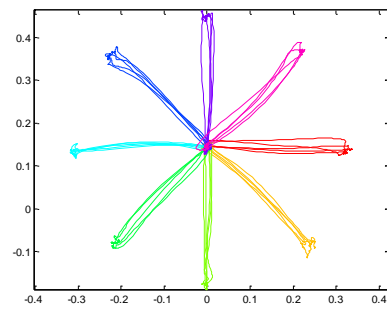
²¹Fastrak marker

سیگنال‌های EMG از ۱۷ عضله با آهنگ ۱kHz نمونه‌برداری شدند. برای سهولت در گزارش نتایج، به عضله‌ها با همین ترتیب که نام می‌بریم برچسب‌های ۱ تا ۱۷ داده شده است: دو سر کوتاه و بلند biceps brachii, brachialis, pronator teres, brachioradialis, سه سر پهلویی^{۲۳}، بلند و میانی triceps brachii، سه بخش قدامی، میانی و عقبی deltoid، سر متصل به ترقوه^{۲۴} pectoralis major، دو بخش بالایی و میانی trapezius، infraspinatus و teres major. از این پس، حرکت دست‌رسانی در هشت جهت مختلف نیز با شماره‌ای که در شکل به هر هدف اختصاص داده شده شناخته می‌شود.

سیگنال‌های EMG هر آزمایش، بعد عبور از یکسوکننده تمام موج، از فیلتر پایین‌گذری با پاسخ ضربه محدود عبور داده شدند که فرکانس قطع آن ۲۰ هرتز و تابع تبدیل آن zero-phase بود (از توابع fir1 و filtfilt در Matlab استفاده شد)؛ سپس در فاصله‌های ۱۰ میلی‌ثانیه داده‌ها جمع شدند^{۲۵} تا تعداد نمونه‌ها کم شود.

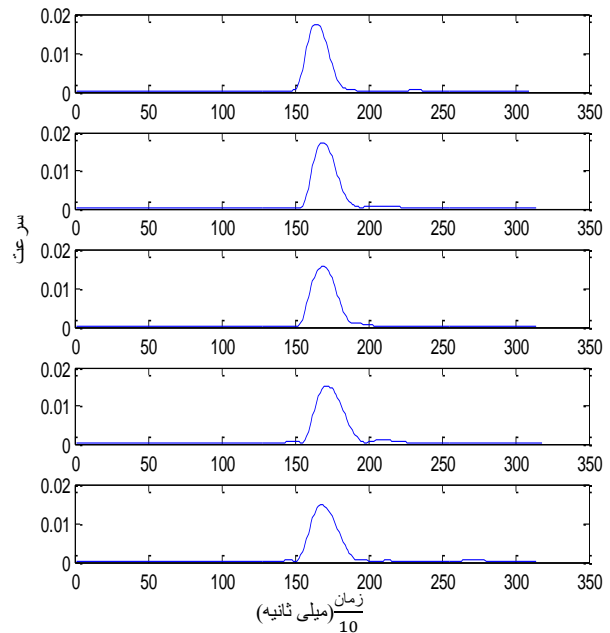
از آنجایی که تعداد نمونه‌ها برای ثبت‌های مختلف، متفاوت بود (تعداد نمونه‌های داده با حداکثر و حداقل نمونه‌ها، اختلافی برابر ۲۶۹ نمونه داشتند)، بر اساس راهنمایی دکتر دناولا، از اطلاعات مربوط به نشانگر روی دستگیره، برای هر آزمایش، مسیر و نمایه سرعت را رسم کرده؛ بیشینه سرعت محاسبه شد. لحظاتی که در آن ۱۰٪ بیشینه سرعت رخ داده بود، به ترتیب به عنوان زمان شروع و پایان حرکت انتخاب شدند و از آنها برای هم‌طول کردن EMG ها استفاده شد. بدین ترتیب در ۵۰۰ میلی‌ثانیه پیش از شروع حرکت تا ۱۰۰۰ میلی‌ثانیه پس از شروع حرکت، نمونه‌های ثبت‌های مختلف را هم‌تراز^{۲۶} کرده و در نتیجه داده‌های مربوط به ثبت‌های مختلف، متناظر و هم طول شدند. البته داده‌های کینماتیک نیز طول برابری نداشتند؛ پس آن‌ها نیز با روشی که برای EMG ها توضیح داده شد، هم‌طول و هم‌تراز شدند. لازم به یادآوری است که فرکانس نمونه‌برداری داده‌های کینماتیک و EMG متفاوت بود. البته داده‌های کینماتیک و EMG با هم‌زمان بودند. بنابراین هر نمونه در داده‌ی کینماتیک متناظر

پاسخ ضربه محدود^{۲۲} (FIR) و فرکانس قطع ۱۵ هرتز (با تابع تبدیل zero-phase)، با استفاده از توابع "fir1" و "filtfilt"، عبور دادیم. سپس برای بدست آوردن سرعت حرکت، از مشتق بردارهای موقعیت در جهت X و Z استفاده کرده؛ زمان آغاز و پایان حرکت را از نمایه سرعت پیدا کردیم (فرض شد که زمان شروع و پایان حرکت، لحظاتی هستند که در آن‌ها اندازه سرعت به ۱۰٪ مقدار بیشینه نمایه می‌رسد). در شکل (۳) مسیر ۴۰ حرکت را در ۸ جهت مختلف (در هر جهت ۵ بار)، می‌بینید.



شکل (۳) - مسیر ۴۰ حرکت در ۸ جهت مختلف.

برای مثال در شکل (۴) نمایه سرعت برای پنج سیگنال ثبت شده در حرکت دست به سمت بالا آورده شده‌اند.



شکل (۴) - نمایه سرعت برای پنج سیگنال ثبت شده در حرکت دست به سمت بالا.

²²Finite Impulse Response

²⁶Align

²³Lateral Head

²⁴Clavicular Head

²⁵Integrated Over 10ms Intervals

به ۲۰۰ میلی‌ثانیه پیش از آغاز حرکت تا ۲۰۰ میلی‌ثانیه پس از اتمام حرکت، محدود کردیم. در مرجع [۱۱] اثبات صحت مدل‌سازی مؤلفه تونیک با روشی که توضیح داده شد، برای حرکات بسیار سریع رسنده دست، به تفصیل آورده شده است.

همچنین در همه آزمایش‌ها برای هر عضله، دامنه هر نمونه، نسبت به دامنه بزرگترین نمونه مربوط به آن عضله بهنجار شد. در واقع برای اینکه بتوانیم فعالیت EMG را در عضله‌ای مشابه در افراد و آزمایش‌های مختلف و یا حتی بین عضلات متفاوت مقایسه کنیم، سیگنال EMG باید بهنجار شود. بدین منظور، اغلب از تقسیم کردن سیگنال‌های EMG هر حرکت به یک مقدار مرجع استفاده می‌شود. یکی از رایج‌ترین مقادیر مرجع، دامنه بزرگترین نمونه مربوط به آن عضله در طول آزمایش‌های مختلف مربوط به یک حرکت است.

همان‌طور که پیش‌تر توضیح داده شد، در مقاله [۱۲]، با توجه به این که دثاولا در بخش پیش‌پردازش، بر استفاده از تابع *filtfilt* تأکید دارد؛ از این تابع برای فیلترینگ استفاده شد. در حقیقت، این تابع قابلیت ویژه‌ای در پیش‌گیری از جابه‌جایی فاز دارد هرچند اعمال تابع *filtfilt* به داده باعث می‌شود برخی مقادیر داده که پس از یکسوسازی، کلاً مثبت شده‌اند؛ منفی شوند. از سوی دیگر، به ضرورت حذف مؤلفه تونیک از EMG- که آن نیز به نوبه خود برخی مقدارهای منفی را ایجاد می‌کند- اشاره کردیم. تمام این موارد با ایجاد برخی مقادیر منفی امکان استفاده از NMF را از ما سلب می‌کند، ولی به علت استفاده ما از مدل *semi-NMF* مشکلی با منفی بودن برخی مقادیر داده وجود نخواهد داشت.

۳- بحث و نتایج

در اغلب مطالعات انجام شده، پیش از استخراج سینرجی‌ها، از میانگین سیگنال EMG آزمایش‌های مختلف به عنوان سیگنال حرکت مربوطه، برای استخراج سینرجی استفاده می‌شود. با این حال در صورتی که از شیوه‌های رایج برای حل مسأله NMF استفاده شود به علت نداشتن قابلیت تکرار پذیری،

با نمونه ضربدر $\frac{1000}{120} = \frac{25}{3}$ در داده EMG متناظر بود؛ پس با این روش داده‌های متناظر بدست آمدند و برای این که ۵۰۰ نمونه EMG را، پیش از زمان شروع حرکت و ۱۰۰۰ نمونه را بعد از شروع حرکت نگه داریم، تقریباً ۶۲ نمونه قبل از زمان شروع حرکت و ۱۲۵ نمونه پس از شروع حرکت در داده‌های کینماتیک حفظ شدند.

در حرکت‌های رسنده‌ای که در صفحات عمودی شکل می‌گیرند، سیگنال‌های EMG شامل دو بخش تونیک و فازیکی است؛ چرا که الگوهای عضلانی درگیر در حرکت دست در صفحه عمودی، برای حفظ پایداری وضعیتی و ایجاد شتاب مناسب برای تغییر موقعیت دست، مسئول متعادل کردن نیروهای جاذبه نیز هستند. فلندرز^{۲۷} در سال ۱۹۹۲ نشان داد می‌توان مؤلفه‌ای از سیگنال EMG را که مربوط به نگه داشتن دست در وضعیت ثابت است («تونیک») از بخش مربوط به حرکت («فازیکی») جدا کرد [۱۰]. مؤلفه تونیک مسئول حفظ موقعیتی پایدار برای دست در برابر جاذبه زمین است؛ مؤلفه فازیکی نیز مربوط به شتاب دست^{۲۸} است [۱۱].

به منظور مطالعه مؤلفه مربوط به حرکت، مؤلفه تونیک از سیگنال EMG با استفاده از روش تفریق (مطابق روش استفاده شده در منبع [۱۲])، حذف شد. بر این اساس مؤلفه تونیک، پیش و بعد از حرکت، با فعالیت عضلانی ثابتی و در طول حرکت نیز مؤلفه مورد نظر با شیب^{۲۹} خطی که دو سطح فعالیت ثابت را به هم وصل می‌کرد؛ مدل شد. به منظور تخمین فعالیت هر عضله در موقعیت‌های آغازین و پایانی، سیگنال‌های EMG جمع^{۳۰} شده را از زمان آماده شدن برای حرکت تا ۲۰۰ میلی‌ثانیه پیش از شروع حرکت، و نیز در بازه ۲۰۰ میلی‌ثانیه بعد از اتمام حرکت تا آخر، متوسط‌گیری کرده؛ به ترتیب «سطح تونیک آغازین» و «سطح تونیک نهایی» نام گرفتند. در مرحله بعدی، مؤلفه تونیک تخمین زده شده از سیگنال EMG کم شد. این رویه، برای تک‌تک عضله‌ها در تک‌تک آزمایش‌ها برای هر هشت حرکت انجام شد. بعد از تفریق، سیگنال باقی‌مانده دارای تعدادی مقدار منفی بود که در ظاهر متناظر با تخمین مقدار فعالیت تونیک بیش از سطح EMG مشاهده شده، بود. در ادامه، مدت زمان مورد مطالعه را

²⁷Flanders

²⁸Arm Acceleration

²⁹Ramp

³⁰Integrate

جدول (۱) - عملکرد عضله‌ها

عضله	عملکرد
۱ و ۲ و ۳ و ۴ و ۵	خم کننده ساعد در آرنج
۶ و ۷ و ۸	باز کننده ساعد در آرنج
۹ و ۱۲	خم کننده بازو در شانه
۶ و ۱۵ و ۱۱ و ۷	باز کننده بازو در شانه
۶ و ۱۵ و ۱۲ و ۹	به داخل برگرداننده بازو در شانه
۷ و ۱۱	به خارج برگرداننده بازو در شانه
۶ و ۱۵ و ۱۴ و ۱۲	نزدیک کننده بازو به بدن در شانه
۱۰	دورکننده بازو از بدن در شانه
۱ و ۲	گرداننده ساعد رو به خارج
۴	گرداننده ساعد رو به داخل
۱۳	برافراشتن اسکاپولا و چرخش رو به بالای آن

در سینر جی A، عمده فعالیت مربوط به سر میانی عضله triceps brachii (بازکننده ساعد در آرنج) است. این سینر جی در همه جهت‌ها غیر از ۱ و ۵ مشاهده شد. سینر جی مشترک B که در آن عمدتاً سر بلند عضله biceps brachii (خم کننده و به خارج برگرداننده ساعد در آرنج) فعال است در حرکت‌های ۱ و ۵ مشاهده شد. علاوه بر این در سینر جی A، اندکی فعالیت منفی در فیبرهای بالایی trapezius- که scapula را افراشته و رو به بالا می‌چرخاند- و در سینر جی B

میانگین‌گیری به هیچ‌وجه منطقی به نظر نمی‌رسد. با به‌کارگیری روشی که برای استخراج سینر جی‌های یکتا از یک سیگنال معرفی شد؛ در هر پنج آزمایش مربوط به هر حرکت، سینر جی‌ها استخراج شدند. سپس کسینوس زاویه اصلی بین هر بردار سینر جی را با تک‌تک بردارهای سینر جی سایر چهار آزمایش مربوطه محاسبه کرده؛ آستانه ۰/۹۷ را برای مشابهت بردارها در نظر گرفتیم. بدین ترتیب مشاهده شد که هر شش سینر جی در پنج آزمایش با دقت خوبی برابرند؛ پس از EMG پنج ثبت مربوط به هر حرکت میانگین گرفتیم.

پیش از معرفی سینر جی‌های مشترک و خاص در هر حرکتی، آشنایی با عملکرد عضله‌ها ضروری است؛ چرا که برای صحت‌سنجی سینر جی‌های استخراج شده، به توجیه عملکرد فیزیولوژیک آن‌ها پرداخته خواهد شد. جدول (۱)، دسته‌بندی عضلات بر اساس عملکردشان را نشان می‌دهد. البته به نظر نویسندگان این مقاله، در مطالعات موجود، هیچ‌گونه صحت‌سنجی (از نوع توجیه فیزیولوژیک سینر جی‌ها) وجود ندارد.

لازم است ذکر شود که در تمام حرکات، به دلیل افزایش سفتی ناشی از محکم گرفتن دستگیره در آزمایش‌ها، هم انقباضی بین عضله‌های بازکننده و خم‌کننده آرنج به چشم می‌خورد. این نکته نیز در سینر جی‌های استخراج شده مشهود است.

۳-۱- سینر جی‌های مشترک

بعد اینکه شش سینر جی در هر حرکت استخراج شدند، کسینوس زاویه اصلی بین هر سینر جی با تک‌تک سینر جی‌های سایر حرکات محاسبه شد و سینر جی‌هایی که کسینوس زاویه بین آنها بیش از ۰/۹۵ بود، به عنوان سینر جی‌های مشترک گزارش شدند. در شکل (۵) سینر جی‌هایی که در حداقل دو حرکت مشترک بودند با برچسب A، B و C معرفی کرده؛ در جدول (۲)، حرکت‌هایی که این سینر جی‌ها در آن‌ها وجود دارند با علامت ✓ مشخص شده‌اند. شایان ذکر است تنها دلیل برچسب‌گذاری این سینر جی‌های مشترک، امکان گزارش حضور یا عدم حضور آن‌ها در جدول (۲) است.

حرکت‌ها، سطح زیاد فعالیت بخش میانی deltoid را در سینرژی A می‌توان به دلیل هم انقباضی بین عضله‌های بازکننده و خم‌کننده ساعد دانست که بی‌شک به دلیل افزایش سفیدی ناشی از محکم گرفتن دستگیره در آزمایش‌ها باشد.

جدول (۲) - سینرژی‌های مشترک در حرکت‌ها

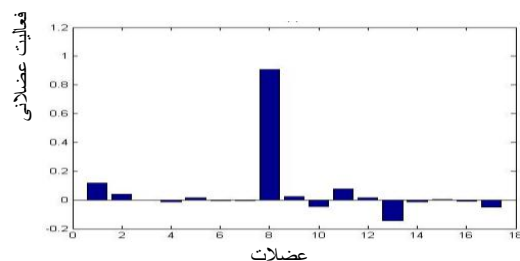
synergy task	A	B	C
1		✓	
2	✓		
3	✓		
4	✓		
5		✓	✓
6	✓		✓
7	✓		✓
8	✓		✓

۲-۳ - سینرژی‌های اختصاصی

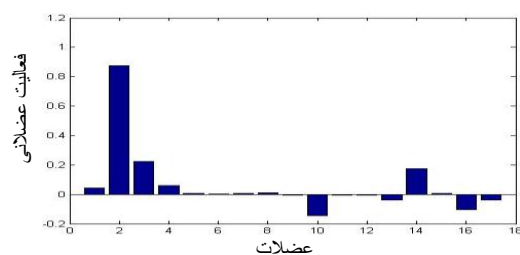
در شکل‌های (۶) تا (۱۳) سینرژی‌های عضلانی اختصاصی برای هشت حرکت نشان داده شده‌اند. همان‌طور که در زیر هر شکل به تفصیل توضیح داده خواهد شد، سینرژی‌های اختصاصی نیز به لحاظ فیزیولوژیک، مثل سینرژی‌های مشترک قابل توجیه هستند.

در حرکت اول عملکرد عضلات خم‌کننده آرنج، به خارج برگرداننده بازو در شانه، دور کننده بازو از بدن در شانه و گرداننده ساعد رو به خارج (سوپیناسیون) مورد نیاز است. همان‌طور که انتظار می‌رفت، سطح فعالیت بالایی در عضله‌هایی که مختص گردش شانه رو به خارج هستند (posterior deltoid و infraspinatus)، عضله دور کننده شانه از بدن (medial deltoid) و عضله‌های برگرداننده آرنج رو به خارج^{۳۱} (هر دو سر biceps brachii) مشاهده شد. همچنین فعالیت قابل ملاحظه‌ای در بخش بالای عضله trapezius - که کتف را بالا می‌برد - وجود داشت. اگرچه، فعالیتی در سر ترقوه‌ای عضله pectoralis major، بخش میانی trapezius و سر میانی triceps brachii نیز وجود داشت که به عنوان هم انقباضی به ترتیب با عضله‌های مختص گردش شانه رو به خارج، دور کننده شانه از بدن و گرداننده آرنج رو به خارج، قابل توجیه هستند. این هم انقباضی‌ها برای افزایش سفیدی

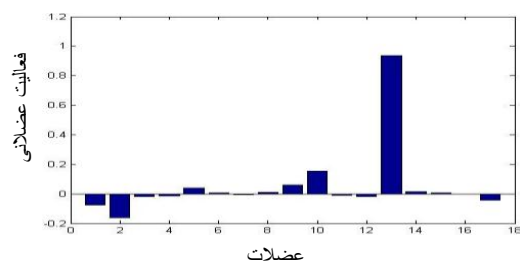
نیز اندکی فعالیت منفی در بخش میانی عضله deltoid - که در شانه بازو را از مرکز بدن دور می‌کند - به چشم می‌خورد. این فعالیت‌های منفی متناظر با کاهش یا سست کردن فعالیت وضعی عضله‌های مربوطه هستند.



(A)



(B)

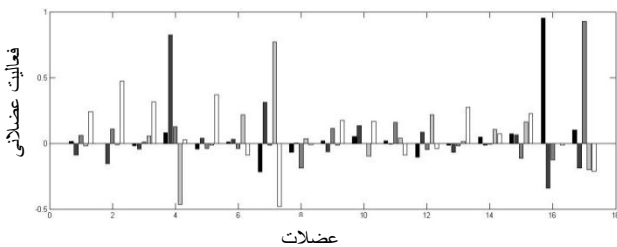


شکل (۵) - سینرژی‌های مشترک A، B و C نشان داده شده‌اند.

در هر نمودار شکل (۵)، محور افقی شماره عضله‌ها و محور عمودی فعالیت عضلانی بهنجار شده در سینرژی را نشان می‌دهد. در سینرژی مشترک C - که در حرکت‌های ۵، ۶، ۷ و ۸ وجود داشت - همان‌طور که در این حرکت‌ها انتظار می‌رود سطح فعالیت بالایی در عضله trapezius مشاهده شد. علاوه بر آن سر بلند عضله biceps brachii که خم‌کننده و به خارج برگرداننده ساعد در آرنج است نیز تقریباً ۲۰٪ فعالیت منفی داشت. در حرکت‌های ۶، ۷ و ۸، همان‌طور که انتظار داشتیم، در سینرژی‌های اختصاصی این حرکت‌ها - که بعداً معرفی می‌شوند - سطح فعالیت بالایی در عضله‌های مربوط به خم شدن ساعد در آرنج، مشاهده شد. بنابراین در این

³¹Elbow Supinator

در حرکت سوم فعالیت دو گروه از عضلات با عملکردهای مربوط به باز کردن ساعد در آرنج و باز کردن بازو در شانه، مورد نیاز است. بر اساس نتایج نیز فعالیت چشم‌گیری در عضله‌هایی مشاهده می‌شود که عمدتاً مربوط به باز کردن آرنج (دو سر کوتاه و بلند *triceps brachii*)، باز کردن شانه (*teres major* و سر بلند *triceps brachii*) و گردش شانه رو به خارج (*infraspinatus*) هستند. فعالیت قابل توجهی در عضله‌های خم‌کننده آرنج (سر بلند *biceps brachii*)، *brachialis*، *pronator teres* و *brachioradialis* نیز به چشم می‌خورد که به عنوان هم‌انقباضی با عضله‌های بازکننده آرنج قابل توجیه‌اند.

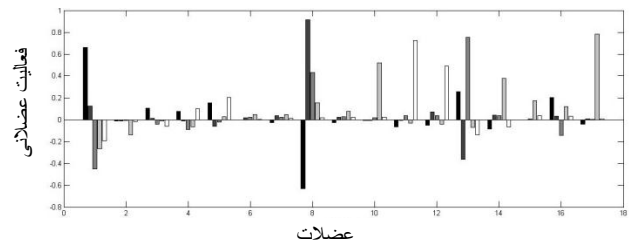


شکل (۸) - سینرجی‌های اختصاصی در حرکت سوم. در هر نمودار، محور افقی شماره عضله‌ها و محور عمودی فعالیت عضلانی به‌نجار شده را در سینرجی نشان می‌دهد.

در حرکت‌های ۴، ۵ و ۶ که نیاز به عملکرد عضلات مربوط به گرداندن ساعد رو به داخل (پروناسیون) است، طبق انتظار، فعالیت قابل ملاحظه‌ای در *pronator teres* - که عمدتاً مختص گرداندن ساعد به داخل در آرنج است - مشاهده شد. همچنین در حرکت‌های ۴، ۵، ۶، ۷ و ۸ فعالیت چشمگیری در عضله مربوط به بالا بردن کتف (*upper trapezius*) وجود داشت که دور از انتظار نبود.

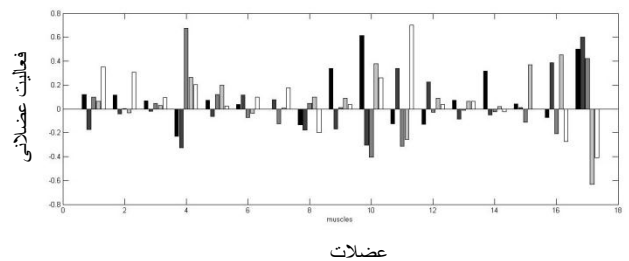
در حرکت ۴، علاوه بر عملکردهای ذکر شده، به فعالیت عضلات بازکننده ساعد در آرنج، به داخل برگرداننده بازو در شانه، نزدیک‌کننده بازو به بدن در شانه و بازکننده بازو در شانه نیاز است. طبق انتظار، فعالیت عمده‌ای در عضله بازکننده آرنج (سر میانی *triceps brachii*) و شانه (بخش عقبی عضله *deltoideus*)، عضله‌ای که شانه را به بدن نزدیک می‌کند (بخش میانی *trapezius*) و عضله‌ای که شانه را رو به داخل

بوده؛ همان‌طور که پیش‌تر گفته شد ناشی از محکم گرفتن دستگیره در دست هستند...

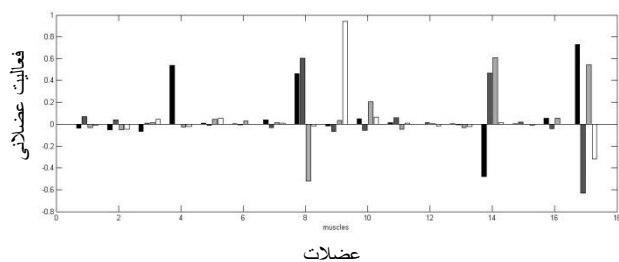


شکل (۶) - سینرجی‌های اختصاصی در حرکت اول. در هر نمودار، محور افقی شماره عضله‌ها و محور عمودی فعالیت عضلانی به‌نجار شده را در سینرجی نشان می‌دهد.

در حرکت دوم عملکرد عضلات بازکننده ساعد در آرنج، به خارج برگرداننده بازو در شانه، دورکننده بازو از بدن در شانه، بازکننده بازو در شانه و گرداننده ساعد رو به خارج (سوپیناسیون) ضروری است. بر اساس سینرجی‌های استخراج شده، فعالیت عمده‌ای در عضله‌هایی که مختص گردش شانه رو به خارج هستند (*posterior deltoid* و *infraspinatus*)، عضله دورکننده شانه از بدن (*medial deltoid*) و عضله‌های برگرداننده آرنج رو به خارج (هر دو سر *biceps brachii*)، عضله‌های بازکننده شانه (*latissimusdorsi* و *teres major*) و آرنج (سر میانی *triceps brachii*) مشاهده شد. علاوه بر این فعالیت کوچکی در بخش خلفی *deltoideus*، بخش میانی *trapezius* و *pronator teres*، با هدف هم‌انقباضی با عضله گرداننده شانه به خارج، عضله دورکننده شانه از بدن و عضله‌های بازکننده آرنج، به چشم می‌خورد.

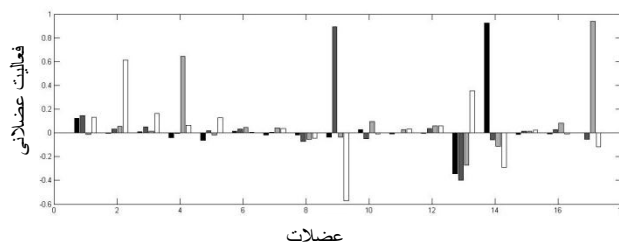


شکل (۷) - سینرجی‌های اختصاصی در حرکت دوم. در هر نمودار، محور افقی شماره عضله‌ها و محور عمودی فعالیت عضلانی به‌نجار شده را در سینرجی نشان می‌دهد.



شکل (۱۰)- سینرجی‌های اختصاصی در حرکت پنجم. در هر نمودار، محور افقی شماره عضله‌ها و محور عمودی فعالیت عضلانی به‌نچار شده را در سینرجی نشان می‌دهد.

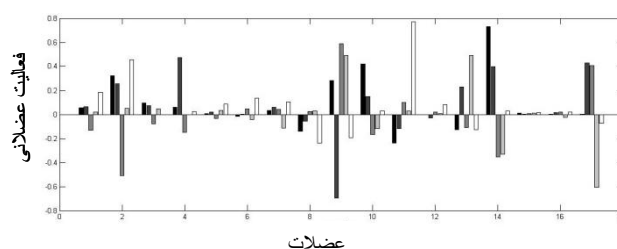
در حرکت ۶، علاوه بر عضله مربوط به برافراشتن استخوان سرشانه^{۳۲} و عضله برگرداننده ساعد رو به داخل، سه گروه از عضلات با عملکردهای به داخل برگرداننده بازو در شانه، نزدیک‌کننده بازو به بدن در شانه و خم‌کننده بازو در شانه نیز مورد نیاز هستند. در سینرجی‌های استخراج شده فعالیت عضله‌های خم‌کننده آرنج (دو سر *biceps brachii* و میانی *trapezius*) و به داخل گرداننده آن (بخش جلویی *deltoid*) و عضله‌های خم‌کننده شانه (هر دو سر *biceps brachii*) مشاهده شد.



شکل ۱۱: سینرجی‌های اختصاصی در حرکت ششم. در هر نمودار، محور افقی شماره عضله‌ها و محور عمودی فعالیت عضلانی به‌نچار شده را در سینرجی نشان می‌دهد.

در حرکت ۷ غیر از عضله مربوط به برافراشتن اسکاپولا، دو گروه از عضلات با عملکردهای خم کردن ساعد در آرنج و خم کردن بازو در شانه، باید فعال شوند. همانطور که نتایج نشان می‌دهند به جز *trapezius* در عضله‌هایی که در آرنج ساعد را خم می‌کنند (هر دو سر *biceps brachii*، *brachialis* و *brachioradialis*) و عضله‌های خم‌کننده شانه (هر دو سر

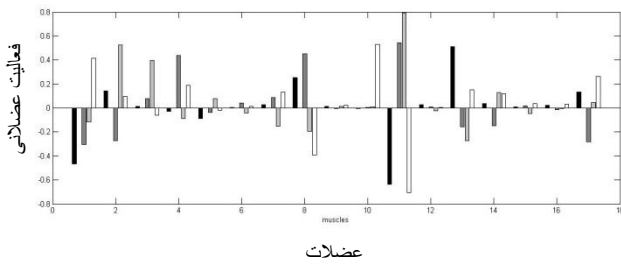
می‌گرداند) (بخش جلویی *deltoid*) به چشم می‌خورد. سطح بالای فعالیت مشاهده شده در سر بلند *biceps brachii* (که ساعد را خم کرده و رو به خارج می‌گرداند)، بخش میانی *deltoid* (که شانه را از بدن دور می‌کند) و *infraspinatus* (که شانه را به خارج می‌گرداند) را می‌توان به منظور هم انقباضی با عضله‌های باز کننده آرنج، نزدیک‌کننده شانه به بدن و به داخل گرداننده شانه، دانست.



شکل (۹)- سینرجی‌های اختصاصی در حرکت چهارم. در هر نمودار، محور افقی شماره عضله‌ها و محور عمودی فعالیت عضلانی به‌نچار شده را در سینرجی نشان می‌دهد.

در حرکت ۵ نیز علاوه بر عملکردهایی که بررسی شدند، عملکرد عضلات خم‌کننده ساعد در آرنج، به داخل برگرداننده بازو در شانه و نزدیک‌کننده بازو به بدن در شانه ضروری‌اند. در این راستا، فعالیت قابل ملاحظه‌ای در عضله‌های خم‌کننده آرنج (سر بلند *biceps brachii*، *brachialis* و *pronator teres*)، عضله نزدیک‌کننده شانه به بدن (بخش میانی *trapezius*) و به گرداننده رو به داخل آن (بخش جلویی *deltoid*) وجود داشت. سطح بالای فعالیت سر میانی *triceps brachii* (که بازکننده آرنج است)، بخش میانی *deltoid* (که دورکننده شانه از بدن است) و *infraspinatus* (که شانه را رو به خارج می‌گرداند) را همچنان می‌توان به دلیل هم انقباضی با عضله خم‌کننده آرنج، عضله‌های نزدیک‌کننده و به داخل گرداننده شانه، به حساب آورد.

³¹Scapula



شکل (۱۳) - سینرجی‌های اختصاصی در حرکت هشتم. در هر نمودار، محور افقی شماره عضله‌ها و محور عمودی فعالیت عضلانی به‌نچار شده را در سینرجی نشان می‌دهد.

۴- جمع‌بندی

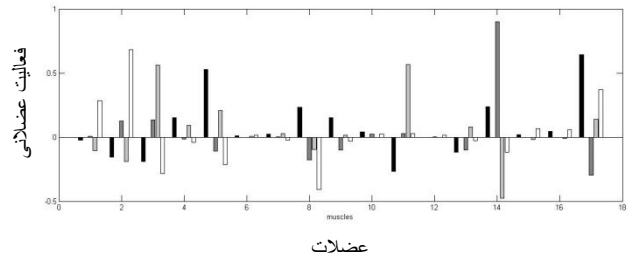
در این مقاله به موارد زیر پرداختیم:

- ✓ استخراج سینرجی‌های هم‌زمان در حرکت‌های رسنده دست در هشت جهت مختلف و بررسی مشابهت‌ها در سینرجی‌های استخراج شده به منظور تعیین سینرجی‌های غیر وابسته به جهت حرکت؛
- ✓ ارائه توجیه فیزیولوژیک برای سینرجی‌های استخراج شده (گرچه اهمیت این روش صحت سنجی در کارهای موجود، نادیده گرفته شده است)؛
- ✓ استخراج سینرجی‌های هم‌زمان بصورت یکتا (رسیدن به کمینه سرتاسری در حل مسئله بهینه‌سازی NMF) و با خطای بازسازی کمتر؛
- ✓ پیشنهاد استفاده از مدل semi-NMF برای بررسی حرکت‌های رسنده دست در صفحات vertical (حل مشکل ناشی از حذف مؤلفه تونیک از سیگنال EMG)؛
- ✓ پیشنهاد استفاده از مدل semi-NMF برای ایجاد امکان استفاده از تابع filtfilt به جای filter به منظور پیشگیری از جابه‌جایی فاز در پیش‌پردازش دادگان؛

روند آینده

به نظر می‌رسد راهکارهای استخراج الگوی سینرجی، زمانی بطور کامل ارزیابی می‌شوند که در فرایند کنترل حرکت آن نیز در حضور عدم قطعیت و نامعینی کارایی مناسبی داشته باشند؛ لذا پیشنهاد می‌شود در گام بعدی کارایی روش به منظور کنترل حرکت برای مدلی اسکلتی-عضلانی ارزیابی شود. از سوی دیگر، مدلی که اساس استخراج سینرجی‌ها در این مقاله

biceps brachii و بخش جلویی (deltoid)، فعالیت قابل توجهی وجود داشت. البته عضله بازکننده شانه (بخش عقبی deltoid) و آرنج (سر میانی triceps brachii) نیز فعالیت قابل توجهی داشتند که به عنوان هم انقباضی بین آن‌ها و عضله‌های خم‌کننده شانه و آرنج قابل توجیه‌اند.



شکل (۱۲) - سینرجی‌های اختصاصی در حرکت هفتم. در هر نمودار، محور افقی شماره عضله‌ها و محور عمودی فعالیت عضلانی به‌نچار شده را در سینرجی نشان می‌دهد.

در حرکت آخر غیر از عضله مربوط به برافراشتن اسکاپولا، فعالیت عضلانی که خم‌کننده ساعد در آرنج و بازو در شانه هستند و نیز عضلاتی که به خارج برگرداننده بازو در شانه، دورکننده بازو از بدن در شانه و گرداننده ساعد رو به خارج هستند، لازم است. طبق نتایج، در این حرکت عضله‌های خم‌کننده آرنج (هر دو سر biceps brachii و brachialis و pronator teres) و شانه (هر دو سر biceps brachii)، عضله دورکننده شانه از بدن (بخش میانی deltoid)، عضله‌ای که شانه را رو به خارج می‌گرداند (بخش عقبی deltoid) و عضله‌هایی که ساعد را رو به خارج (بالا) می‌گرداند (هر دو سر biceps brachii) فعالیت قابل توجهی داشتند. همچنین سر میانی triceps brachii (که ساعد را در آرنج باز می‌کند) برای هم انقباضی با عضله‌های خم‌کننده ساعد در آرنج، فعالیت چشمگیری داشت.

همانطور که پیش‌تر اشاره شد، فعالیت منفی در سینرجی‌ها متناظر با کاهش فعالیت وضعی عضله‌های مربوطه در حرکت مورد مطالعه است. به طور خلاصه هر شش سینرجی‌ای که استخراج کردیم شامل گروهی از عضله‌ها بودند که با نسبت مشخصی در مقایسه با یکدیگر، در حرکت مربوطه، فعال یا غیر فعال می‌شدند.

- [7] Carol C., Rose Marie R., Penny R., Central somatosensory changes and altered muscle synergies in subjects with anterior cruciate ligament deficiency; *Gait & posture*, 2005; 22(1): 69-74.
- [8] Latash M.L., Scholz J.P., Schoner G., Toward a new theory of motor synergies; *Motor Control-Champaign*, 2007; 11(3): 276-308.
- [9] Byadarhaly K.V., Perdoor M.C., Minai A.A., A Modular Neural Model of Motor Synergies; *Neural Networks*, 2012; 25: (in press).
- [10] Flanders M., Temporal patterns of muscle activation for arm movements in three-dimensional space; *J Neurosci*, 1991; 11(9): 2680-2693.
- [11] d'Avella A., Fernandez L., Portone A., Lacquaniti F., Modulation of phasic and tonic muscle synergies with reaching direction and speed; *J. Neurophysiol*, 2008; 100(3): 1433-1454.
- [12] d'Avella A., Portone A., Fernandez L., Lacquaniti F., Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations; *J Neurosci*, 2006; 26(30): 7791-7810.
- [13] Tresch M.C., Cheung V.C., d'Avella A., Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: evaluation on simulated and experimental data sets; *Journal of Neurophysiology*, 2006; 95(4): 2199-2212.
- [14] Cichocki A., Zdunek R., Phan A.H., Amari S.I., Nonnegative matrix and tensor factorizations: applications to exploratory multi-way data analysis and blind source separation, 2009; Wiley. com.
- [15] Lee D.D., Seung H.S., Learning of the parts of objects by non-negative matrix factorization; *Nature*, 1999; 401(6755): 788-791.
- [16] Lee D.D., Seung H.S., Algorithms for Nonnegative Matrix Factorization; *Advances in neural information processing systems*, 2001; 13: 556-562.
- [17] Berry M.W., Browne M., Langville A.N., Pauca V.P., Plemmons R.J., Algorithms and applications for approximate nonnegative matrix factorization; *Computational Statistics and Data Analysis*, 2007; 52(1):155-173.
- [18] Cichocki A., Zdunek R., Amari S.I., Hierarchical ALS Algorithms for Nonnegative Matrix and 3D Tensor Factorization, in ICA07, London, UK, September 9-12, Lecture Notes in Computer Science, 2007, Vol. 4666, Springer, pp. 169-176.

قرار گرفت، با تمام مزایایی که دارد، مدلی خطی است. توجه به مدل‌های غیر خطی در این زمینه و دست یافتن به اطلاعاتی که اساس سازماندهی عضلات را در سینرژی‌های مختلف روشن کند، از اهداف جاری این گروه است. بدین ترتیب، امید است اطلاعات بیشتری بدست آمده که در حوزه‌های مختلفی، از توانبخشی و رباتیک گرفته تا حوزه‌های مدیریتی، سودمند باشد.

قدردانی

مجموعه دادگان مورد استفاده در این مطالعه را دکتر آندره دئاولا و همکارانشان در دانشگاه رم ثبت کرده‌اند. از ایشان برای در اختیار گذاشتن مجموعه دادگان و راهنمایی‌های ارزشمندشان سپاسگزاریم.

۵- مراجع

- [1] Tresch M.C., Jarc A., The case for and against muscle synergies; *Current opinion in neurobiology*, 2009; 19(6): 601-607.
- [2] Bernstein N.A., The co-ordination and regulation of movements. Oxford: Pergamon Press, 1967.
- [3] Bizzi E., Cheung V.C.K., d'Avella A., Saltiel P., Tresch M., Combining modules for movement; *Brain Research Reviews*, 2008; 57(1): 125-133.
- [4] Degallier S., Righetti L.Natale L., Nori F., Metta G., Ijspeert A., A modular bio-inspired architecture for movement generation for the infant-like robot icub; In *Biomedical Robotics and Biomechanics*, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference, 2008; 795-800.
- [5] Bizzi E., Cheung V.C.K., The Neural Origin of MUSCLE Synergies; *Frontiers in Computational Neuroscience*, 2013; 7(51), 10.3389/fncom.2013.00051.
- [6] Kostas P., Ziogas G., Ristanis S., Tsepis E., Stergiou N., Georgoulis A.D., ACL reconstructed patients with a BPTB graft present an impaired vastus lateralis neuromuscular response during high intensity running; *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2010; 13(6): 573-577.