UMSHA Press

Iranian Journal of Ergonomics

Iran J Ergon, 2024; 12(1): 52-62. DOI:10.32592/IJE.12.1.52

https://journal.iehfs.ir/

Original Article

Evaluation of Muscle Activity when using the Passive Assistive Arm

Abdoollah Vahedi[1,*], **Iman Dianat**[2]

[1] Department of Ergonomics, School of Public Health and Safety, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
[2] Department of Occupational Health and Ergonomics, School of Health, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran

Article History:
Received: 03/04/2024
Revised: 31/05/2024
Accepted: 04/06/2024
ePublished: 20/06/2024

***Corresponding author:**
Abdoollah Vahedi, Department of Ergonomics, School of Public Health and Safety, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
Email:
abdollah.vahedi@yahoo.com

Abstract

Objectives: Despite the increasing trend of automation and mechanization in the industry, many workers are exposed to high physical workloads, repetitive motions, and unusual body postures. In this regard, assistive technology (AT) is a relatively new and practical solution. This study was conducted to design an assistive arm according to ergonomic principles and investigate its effect on the electrical activity of shoulder muscles.

Methods: This research was fundamental in its approach, using an experimental intervention method. The investigated samples included students studying in the Tabriz University of Medical Sciences, Faculty of Health in 2021, of which 12 participated in the study, half of whom were female and half were male. A prototype of a passive assistive arm was first designed. The electrical activity of muscles was then evaluated at two work heights and two tasks in a simulated workstation with and without the use of an assist arm. The data were analyzed at a significance level of 0.05 using SPSS26 software.

Results: The designed assistive arm reduced the electrical activity of the muscles in the tested heights and tasks, and among the six investigated muscles, the activity of the trapezius and anterior deltoid muscles decreased the most.

Conclusion: According to the results, the designed assistive arm reduces the electrical activity of the shoulder muscles and differentially affects different tasks and work heights. The results generally indicate that the use of an assistive arm can be an effective intervention for overhead tasks.

Keywords: Assistive arm, Assistive technology (AT), Electrical activity of muscles, Ergonomics

Copyright © 2024 Iranian Journal of Ergonomics. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cite

Extended Abstract

Background and Objective

There is a growing trend in the modern industry towards human-robot collaboration to improve the use of robotics while maintaining human flexibility. One of the solutions is the use of assistive technology. Working with robotic arms is a risk factor for shoulder musculoskeletal disorders. Musculoskeletal disorders of the shoulder are a particular health concern in the workplace because they require a long recovery period. Few studies have investigated the effectiveness of assistive systems in manufacturing tasks for jobs with arm mobility or overhead work. Many scientific studies have addressed the technical problems of assistive systems; however, not much attention has been paid to their effect on the human user. For this reason, this study was conducted with the aim of designing an assistive arm and investigating its effect on shoulder muscle activity.

Materials and Methods

This research was fundamental in its approach, using an experimental intervention method. The minimum sample size was determined at 8 cases in each group based on previous studies and using g-power software; as a result, 12 individuals (6 males and 6 females) were included in the study. Data for quantitative and qualitative variables were reported as mean (standard deviation) and frequency (percentage), respectively. To compare the two conditions (with and without the assistive arm), an independent t-test was conducted in four different test conditions (shoulder height, head height, weight-holding task, and screw-tightening task with a screwdriver).

SPSS26 software was used for data analysis at a significance level of 0.05. The designed assistive arm is passive, cost-efficient, light, simple, and focused on performing one task (above shoulder height); therefore, it can be easily used in industry and other sectors. It is designed for static and semi-static tasks, has two degrees of freedom, and weighs 1,800 g. It can also be adjusted for the 5th to the 95th percentile of the difference between forearm height and shoulder height, and the 5th to 95th percentile of shoulder width (distance between two deltoid muscles).

An assembly workstation was prepared, and the tasks were defined in a way that represented natural needs in the production process, encompassing both strength and precision. Electromyography was used to evaluate the electrical activity of muscles. To determine the exact location of the installation of electrodes, in addition to the images and protocols of the MegaWin software, the SENIAM site, which provides guidelines for determining the location of electrode installation and and project protocols in electromyography research, was also used. The most common normalization method, known as normalizing to the maximum voluntary isometric contraction, was adopted to normalize the data. This test was individually performed three times for each target muscle.

The target muscles in this study were selected based on previous studies and included trapezius, anterior deltoideus, deltoideus medius, deltoideus posterior, biceps brachii, and triceps brachii. According to the purpose of this study, which was to measure the level of muscle electrical activity, a technique called RMS Averaging was used to analyze the raw data. This technique generally provides the average strength of the signals in a time interval, which was 100 ms in this study. The person was then asked to do practical tests (tasks) that were randomly selected in advance. The practical tests included performing two tasks (tightening the screw and holding the weight) at two heights (shoulder and above the shoulder), with and without the assistive arm. Each task lasted for 2 minutes, with at least 3 minutes of rest in between. The task at head height was set in such a way that the arm had a 90-degree angle with the forearm and the trunk, while the task at shoulder height was positioned to ensure a 90-degree angle between the arm and forearm.

Results

The participants included 12 students of the Faculty of Health who were right-handed and in the age range of 20-24 years old. The average weight for the participants was recorded as 71.50±9.80 kg, the mean height was 169.96±6.89 cm, elbow height measured at 105.50±11.82 cm, and shoulder height at 139.97±8.41 cm. The results related to the electromyographic activity of muscles during the use and non-use of the assistive arm in shoulder height and weight-holding tasks showed a significant difference in the activity of the trapezius ($P<0.001$), anterior deltoid ($P<0.001$), and posterior deltoid ($P=0.004$) muscles. In the head height and weight-holding task, the activity of the trapezius ($P<0.001$), anterior deltoid ($P<0.001$), posterior deltoid ($P=0.002$), and triceps brachii ($P=0.024$) muscles was significant. In the shoulder height and screw-tightening task, the activity of the trapezius ($P<0.001$), anterior deltoid ($P<0.001$), posterior deltoid ($P=0.033$), biceps brachii ($P=0.039$), and triceps brachii ($P=0.002$) muscles was significant. Lastly, in the head height and screw-tightening task, the activity of the trapezius ($P<0.001$), anterior deltoid ($P<0.001$), and triceps brachii ($P=0.017$) muscles was significant.

Discussion

Based on the results of this study and as previously reported in other studies, it can be concluded that tasks that require elevation above shoulder height exhibit the highest muscle activity in the trapezius and deltoid muscles. Furthermore, as the angle of the task height increases (resulting in increased elbow flexion angle), the activity of these muscles also increases. The assistive arm also caused the greatest reduction in electrical activity in these two muscles, with less decrease in muscle activity observed in head-height tasks (at higher heights).

Conclusion

Although controlling physical demands during overhead tasks is of great importance to prevent the potential risk of injury, it may not be possible to completely remove these tasks from the work environment. The present study evaluated the effect of an assistive arm on the electrical activity of the muscles during work simulation. The results showed that this technology could reduce the electrical activity of the shoulder muscles and had varying impacts across different tasks and working heights. Generally, these results suggest that the use of assistive technology can be an effective intervention for overhead tasks. However, further research is needed to evaluate the long-term outcomes of such an intervention (e.g., benefits, side effects, and changes in work strategies) on a diverse

population and to better understand health and safety issues in settings where this technology may be utilized.

Please cite this article as follows: Vahedi A, Dianat I. Evaluation of Muscle Activity when using the Passive Assistive Arm. Iran J Ergon. 2024; 12(1): 52-62. DOI:10.32592/IJE.12.1.52

مجله ارگونومی
دوره ۱۲، شماره ۱، بهار ۱۴۰۳، صفحات: ۵۲-۶۲
DOI:10.32592/IJE.12.1.52
https://journal.iehfs.ir/

مقاله پژوهشی

ارزیابی فعالیت عضلات در زمان استفاده از بازوی کمکی غیرفعال

عبدالله واحدی[۱،*]، ایمان دیانت[۲]

[۱] گروه ارگونومی، دانشکده‌ی بهداشت و ایمنی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
[۲] گروه بهداشت حرفه‌ای، دانشکده‌ی بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۳/۰۱/۱۵
تاریخ داوری مقاله: ۱۴۰۳/۰۳/۱۱
تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۰۳/۱۵
تاریخ انتشار مقاله: ۱۴۰۳/۰۳/۳۱

تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی همدان محفوظ است.

چکیده

اهداف: علی‌رغم روند روزافزون خودکارسازی و مکانیزه‌شدن در صنعت، کارگران بسیاری در معرض حجم کار فیزیکی حرکات تکراری و حالت و وضعیت نامتعارف بدن قرار دارند. برای این مشکل، فناوری‌های کمکی راه‌حلی نسبتاً جدید و کاربردی است. مطالعه‌ی حاضر به‌منظور طراحی بازوی کمکی طبق اصول ارگونومی و تأثیر آن بر فعالیت عضلات شانه طراحی و اجرا شد.

روش کار: نمونه‌های مطالعه از میان دانشجویان در حال تحصیل در دانشکده‌ی بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، در سال ۱۴۰۰ بودند. از بین داوطلبان، ۱۲ نفر در مطالعه شرکت کردند که نیمی مؤنث و نیمی مذکر بودند. نمونه‌ی اولیه‌ی یک بازوی کمکی غیرفعال ساخته شد. سپس در یک ایستگاه کار شبیه‌سازی‌شده، با و بدون استفاده از بازوی کمکی، فعالیت الکتریکی عضلات در دو ارتفاع کار و دو وظیفه ارزیابی شد. برای تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS26 در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: تفاوت فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از آزمون تی زوجی در بین گروه کنترل و استفاده از بازوی مکانیکی در چهار حالت مختلف آزمایش (ارتفاع شانه، ارتفاع سر، وظیفه‌ی نگه‌داشتن وزنه، وظیفه‌ی بستن پیچ با پیچ‌گوشتی) ارزیابی شد. بازوی کمکی طراحی‌شده در ارتفاع‌ها و وظایف مربوط به آزمون، میزان فعالیت الکتریکی عضلات را کاهش داد و از بین شش عضله‌ی بررسی‌شده، عضلات تراپزیوس و آنتریور دلتوید بیشترین کاهش را نشان دادند.

نتیجه‌گیری: مطالعه‌ی حاضر نشان داده است که استفاده از این بازوی کمکی فعالیت الکتریکی عضلات شانه را کاهش می‌دهد و تأثیرات متفاوتی در وظایف و ارتفاع‌های کار مختلف دارد. به‌طور کلی، این نتایج نشان می‌دهند که استفاده از بازوی کمکی می‌تواند مداخله‌ای مؤثر در کارهای بالای سر باشد.

کلید واژه‌ها: بازوی کمکی، ارگونومی، فعالیت الکتریکی عضلات، فناوری کمکی

* **نویسنده مسئول:** عبدالله واحدی، گروه ارگونومی، دانشکده‌ی بهداشت و ایمنی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.
ایمیل: abdollah.vahedi@yahoo.com

استناد: واحدی، عبدالله؛ دیانت، ایمان. ارزیابی فعالیت عضلات در زمان استفاده از بازوی کمکی غیرفعال. مجله ارگونومی، بهار ۱۴۰۳؛۱۲(۱): ۵۲-۶۲.

مقدمه

چالش‌های امروزه، مانند تغییر در ساختار جمعیت، نیروی کار متنوع، تولید انبوه و خودکار شدن تولید، نشان‌دهنده‌ی لزوم بازنگریِ سیستم‌های تولید است. راه‌حل‌های ارگونومیک کلاسیک برای حمل بارهای سنگین و فعالیت‌های تکراری کافی نیستند. اپلیکیشن‌های دستیار انسان‌محور (Human Centered Assistance Applications (HCAA)) باید با حمایت از کارگران برای کاهش تنش‌های فیزیکی و روانی، این معضل را برطرف کنند. با توجه به اینکه فرایندها در محیط کار آینده پیچیده‌تر می‌شوند، انعطاف‌پذیری بیشتر می‌تواند فاکتوری کلیدی برای موفقیت باشد. با به‌کارگیری سیستم‌های دستیار (Assistance Systems)، کاهش درخور توجهی در تنش‌های فیزیکی و روانی اتفاق خواهد افتاد. کاهش راندمان کار به‌دلیل عملکرد ضعیف نیروی کار پیر اکنون

مدیریت‌شدنی است [۱].

کار بالاتر از ارتفاع شانه عامل خطری شناخته‌شده برای اختلالات اسکلتی‌عضلانی شانه‌ها به حساب می‌آید و در مشاغل گوناگون شایع است. کار با بازوهای متحرک عامل خطرناکی برای اختلالات اسکلتی‌عضلانی شانه است. اختلالات اسکلتی‌عضلانی شانه نگرانی ویژه‌ای راجع به سلامت در محل کار است؛ زیرا به دوره‌ی بهبود طولانی احتیاج دارد [۲].

تحرک بازو و کار بالای سر باعث تحمیل شرایط فیزیولوژیکی پیچیده (برای مثال، افزایش فشار عضلانی و خستگی عضلات) و نیازهای بیومکانیکی (برای مثال، نیروی وارد بر بافت) بر مجموعه‌ی شانه می‌شود [۳].

رویکردهای مداخله به‌منظور کنترل چنین نیازهایی شامل کنترل‌های مهندسی مانند خطوط مونتاژ شیب‌دار [۴]، طراحی ابزار اختصاصی مانند دستگاه متەزنی بالاسری سفارشی [۵, ۶]، برنامه‌های ورزشی در محل کار [۷] و کنترل‌های اداری مانند دستورالعمل‌های مربوط به سیکل‌های کاری است [۸]. به‌تازگی، دلووز و همکاران درباره‌ی علاقه‌ی روبه‌رشد به **فناوری کمکی** به‌عنوان جایگزینی برای کنترل نیازهای جسمی بحث کرده‌اند که به‌طور ویژه، به کارکردهای دستی مربوط است؛ برای مثال، بلند کردن و حمل کردن [۹].

دلـووز و همکـاران (۲۰۱۷) در حمایـت از تـوان بـالقوه‌ی سیستم‌های دستیار در ساخت و تولید، دریافتند که ترجیح داده می‌شود سیستم دستیار انعطاف‌پذیری و خلاقیت‌های انسانی را حفظ کند؛ زیرا فرایند اتوماسیون می‌تواند چالش‌برانگیز باشد، به‌ویژه هنگامی که انتظار تغییراتی مستمر مثلاً در زمینه‌ی انواع محصولات یا محل انجام وظایف در تولید وجود داشته باشد [۱۰].

بااین‌حال گزارش‌های معدودی در مطالعات وجود دارد که به بررسی کارایی سیستم‌های دستیار در کارهای تولیدی برای مشاغل دارای تحرک بازو یا کار بالاسری پرداخته باشد [۱۱, ۱۲]؛ برای مثال، راشدی و همکاران کاربرد جلیقه‌ی اسکلت خارجی تجاری شامل میله‌های عمودی که قسمت‌های شانه و لگن را به هم وصل می‌کند و بازوی مکانیکی بالانس گرانش متصل به میله‌ی عمودی را به‌عنوان مداخله برای کارهای بالاسری بررسی کرده‌اند [۱۳, ۱۴].

به‌تازگی نیز در انجام امور نقاشی ساختمان و جوشکاری [۱۵]، وظایف شبیه‌سازی‌شده [۱۶] و جراحی لاپاراسکوپی [۱۷] سیستم‌های دستیار آزموده شده‌اند. همه‌ی نویسندگان فوق از کاهش ناراحتی یا درد در ناحیه‌ی گردن و شانه‌ها و افزایش بهره‌وری خبر داده‌اند.

بررسی‌های علمی زیادی به مشکلات فنی سیستم‌های دستیار پرداخته؛ ولی به اثر آن بر کاربر انسانی چندان توجه نشده است [۱۸]. به همین دلیل، این مطالعه با هدف طراحی و ارزیابی یک بازوی کمکی و بررسی تأثیر آن بر فعالیت عضلات شانه پیشنهاد و اجرا شد.

روش کار

ماهیت این مطالعه پژوهش بنیادی و شیوه‌ی انجام آن مداخله‌ای و تجربی است. حجم نمونه بر اساس مطالعات قبلی [۱۲, ۱۹, ۲۰]، با در نظر گرفتن اطمینان ۹۵ درصد و توان آزمون ۹۵ درصد و با استفاده از نرم‌افزار g-power، حداقل برابر با ۸ نفر تعیین شد. به‌دلیل احتمال ریزش نمونه‌ها در مرحله‌ی آنالیز، ۱۲ نفر، ۶ نفر مذکر و ۶ نفر مؤنث، وارد مطالعه شدند. همه‌ی آزمودنی‌ها یک بار با استفاده از بازوی کمکی و یک بار بدون استفاده از بازوی کمکی وظایف را انجام دادند. داده‌ها برای متغیرهای کمی و کیفی به‌ترتیب با میانگین (انحراف معیار) و فراوانی (درصد) خلاصه و گزارش شد. برای مقایسه‌ی دو حالت (با بازوی کمکی و بدون بازوی کمکی)، آزمون تی مستقل در چهار حالت مختلف آزمایش (ارتفاع شانه، ارتفاع سر، وظیفه‌ی نگه‌داشتن وزنه، وظیفه‌ی بستن پیچ با پیچ‌گوشتی) اجرا شد. برای تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS26 در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

نمونه‌های مطالعه از میان دانشجویان در حال تحصیل در دانشکده‌ی بهداشت در سال ۱۴۰۰ انتخاب شدند. معیار ورود افراد به مطالعه نداشتن درد یا سابقه‌ی مشکلات اسکلتی‌عضلانی و آسیب، به‌خصوص در ناحیهٔ دست و بازو و وجود حالت طبیعی در اندام‌ها بود که به‌صورت خوداظهاری و دیداری مشخص شد. از بین داوطلبان، ۱۲ نفر در مطالعه شرکت کردند که نیمی مؤنث و نیمی مذکر بودند. همچنین، شرکت در مطالعه داوطلبانه بود و رضایت هر فرد در ابتدای مطالعه از طریق فرم رضایت‌نامه‌ی آگاهانه دریافت شد.

نام و سایر مشخصات فردی افراد حاضر در مطالعه محرمانه و محفوظ باقی خواهد ماند. شرکت در مطالعه با رضایت آگاهانه‌ی افراد بود و افراد می‌توانستند در هر مرحله‌ای از مطالعه، از ادامه دادن صرف‌نظر کنند. مراحل اجرایی پژوهش پس از اخذ مجوز از کمیته‌ی اخلاق آغاز شد. مجری از بروز هرگونه صدمه‌ی احتمالی حین اجرای طرح پیشگیری کرد و نمونه‌ی اولیه‌ی اگزواسکلتون در چندین مرحله آزمایش شد و نواقص و مشکلات آن برطرف شد.

در ابتدا، بررسی جامعی در خصوص بازوهای کمکی ساخته‌شده انجام شد. در این جست‌وجو علاوه بر مقالات علمی، پتنت‌های موجود از اختراعات ثبت‌شده در دنیا بررسی شد و با توجه به اطلاعات گردآوری‌شده و در نظر گرفتن محدودیت‌های موجود در ایران، بازوی کمکی متناسب با این موقعیت طراحی شد.

بازوی کمکی طراحی‌شده، غیرفعال، ارزان، سبک، ساده و متمرکز بر انجام یک وظیفه (کارهای بالاتر از شانه) است تا بتواند در صنعت و سایر بخش‌ها به‌سادگی به کار گرفته شود. این بازو برای کارهای استاتیک و نیمه‌استاتیک طراحی شده است و دو درجه‌ی آزادی دارد و وزن آن ۱۸۰۰ گرم است. همچنین، برای صدک ۵ تا صدک ۹۵ اختلاف ارتفاع ساعد و ارتفاع شانه و صدک ۵ تا ۹۵ عرض شانه (فاصله‌ی بین دو عضله‌ی دالی‌شکل) تنظیم‌شدنی است. شکل ۱ بازوی مکانیکی را از دو نمای پشت و جانبی نمایش می‌دهد.

شکل ۱: نمای جانبی و پشتی بازوی کمکی

شکل ۲: ایستگاه کار

سپس یک ایستگاه کار مونتاژ طراحی شد و وظایف به‌نحوی تعریف شد که نشان‌دهنده‌ی نیازهای طبیعی در روند تولید باشد و هم قدرت و هم دقت را شامل شود. این ایستگاه کار شامل دو وظیفه‌ی بستن پیچ و نگهداری وزنه بود که شخص آن را در دو ارتفاع شانه و سر، با کمک بازوی کمکی ساخته‌شده و بدون آن انجام داد (شکل ۲).

در زمان انجام آزمون عملی، فرم رضایت‌نامه‌ی آگاهانه در اختیار شخص قرار گرفت و از وی درخواست شد بعد از مطالعه‌ی دقیق، آن را امضا کند. سپس پرسش‌نامه‌ی اطلاعات دموگرافیک را فرد آزمون‌دهنده تکمیل کرد. این پرسش‌نامه شامل سال تولد، وضعیت تأهل، میزان تحصیلات، شغل، داشتن بیماری، احساس درد و ناراحتی در اندام‌های مختلف بدن، مصرف دخانیات و الکل و میزان مصرف آن، انجام ورزش در طول هفته و نوع و مدت ورزش، داشتن احساس خستگی در همان لحظه و مصرف دارو و نوع و مقدار مصرف آن بود.

به‌منظور تنظیم ایستگاه کار و بازوی کمکی با توجه به ابعاد بدن هر آزمودنی، اطلاعات آنتروپومورفیک شامل قد، وزن، ارتفاع آرنج، ارتفاع شانه و پهنای شانه (فاصله‌ی دو عضله‌ی دالی‌شکل) اندازه‌گیری و در فرم مرتبط یادداشت شد. برای پیشگیری از گرفتگی و آسیب عضلات و مفاصل، به مدت پنج دقیقه حرکات کششی برای گرم کردن اندام بالاتنه انجام شد. سپس با توجه به ابعاد آنتروپومتریک اندازه‌گیری‌شده، عرض شانه (فاصله‌ی دو عضله‌ی دالی‌شکل) و طول کمرِ (ارتفاع شانه منهای ارتفاع آرنج) سیستم دستیار تنظیم شد و برای تنظیم ارتفاع کار، از ارتفاع سر (قد) و ارتفاع شانه استفاده شد.

از آزمودنی‌ها خواسته شده بود که قبل از مراجعه به آزمایشگاه ارگونومی، حتماً حمام کنند و موهایی را که روی بازو و شانه و پشت گردن دارند، بتراشند. بااین‌حال، قبل از نصب الکترودها، پوست شخص بررسی شد و در صورت نیاز، با تیغ، موهای موجود در محل تراشیده شد. محل نصب الکترودها با پد الکلی تمیز شد و برای کاهش مقاومت پوست، چند بار این عمل تکرار شد. سپس برچسب الکترودها که از قبل به دکمه‌ی سیم‌های رابط متصل شده بود (اگر ابتدا الکترودها به پوست چسبانده شود و بعد دکمه‌ی سیم اتصال یابد، باعث ایجاد فشار و ناراحتی در آزمودنی می‌شود)، برداشته و در محل مناسب نصب شد (شکل ۳).

شکل ۳: محل نصب الکترودها

همچنین، به‌منظور گرفتن نویزهای ایجادشده توسط خود کامپیوتر (به‌دلیل نداشتن سیم اتصال به زمین)، کیس کامپیوتر با سیمی که یک سر آن لخت بود به پایه‌ی میز که با زمین در اتصال بود، وصل شد و همچنین در زمان انجام تست، لامپ‌ها، موبایل‌ها و سایر لوازم الکتریکی موجود در اتاق خاموش شد.

برای تعیین محل دقیق نصب الکترودها علاوه بر تصاویر و پروتکل‌های نرم‌افزار MegaWin، از سایت سنیام (SENIAM) استفاده شد که دستورالعمل‌هایی برای تعیین محل نصب الکترودها و پروتکل انجام پروژه‌های تحقیقاتی در زمینه‌ی الکترومیوگرافی در اروپا ارائه داده است [۲۱]. در الکترومیوگرافی دوقطبی (Bipolar) یا اکتیو، برای ارزیابی هر عضله، دو الکترود با فاصله‌ی ۲ سانتی‌متر جای‌گذاری می‌شود و برای تمامی عضلات، یک الکترود زمین (Ground Electrod) یا رفرنس به نقطه‌ای غیرعضلانی مانند برجستگی‌های استخوانی دورتر از عضلات هدف که فعالیت الکتریکی ندارد، متصل می‌شود. در این پژوهش، منطقه‌ی استخوانی آرنج برای این هدف انتخاب شد. برای نرمال کردن داده‌ها از رایج‌ترین روش نرمال‌سازی استفاده شد که همان نرمال کردن نسبت به میزان حداکثر انقباض داوطلبانه نامیده می‌شود. این کار قبل از ثبت الکترومیوگرافی اصلی در یک وظیفه‌ی خاص استاندارد انجام شد. این آزمون جداگانه برای هریک از عضلات هدف انجام شد. عضلات هدف در این مطالعه بر اساس مطالعات قبلی انتخاب [۲۲] شد و شامل عضلات ذوزنقه‌ای (Trapezius)، دلتوید قدامی (Deltoideus Anterior) و میانی (Deltoideus Medius) و خلفی (Deltoideus Posterior)، دوسر بازو (Biceps Brachii) و سه‌سر بازو (Triceps Brachii) بود که تمرینات استاندارد برای ایجاد حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک این عضلات بر اساس منابع موجود [۲۳] انتخاب شد.

هدف و روش انجام MVIC برای شرکت‌کننده توضیح داده شد. سپس برای هر عضله، ۳ بار با استفاده از تمرینات استاندارد، MVIC اندازه‌گیری شد. بین اندازه‌گیری‌ها، ۳ دقیقه فرصت استراحت برای بازسازی ذخایر انرژی عضله به فرد داده شد که با اتمام این زمان، از شخص سؤال می‌شد که آمادگی انجام تست بعدی را دارد یا خیر و در صورت نیاز، زمان استراحت ادامه پیدا می‌کرد. در زمان انجام تست، از شخص خواسته می‌شد که تلاش را ۵ ثانیه ادامه دهد و در زمان انجام تست، شخص تشویق می‌شد تا بیشترین انقباض ممکن را انجام دهد.

با توجه به هدف این مطالعه که اندازه‌گیری سطح فعالیت الکتریکی عضلات بود، برای آنالیز داده‌های خام از تکنیکی به نام RMS Averaging استفاده شد که به‌طور کلی، قدرت میانگین سیگنال‌ها را در بازه‌ای از زمان ارائه می‌دهد. در این مطالعه، از بازه‌ی ۱۰۰ میلی‌ثانیه استفاده شد [۲۴]. با استفاده از این تکنیک در نرم‌افزار به‌کاررفته، داده‌های خام پس از اصلاح و نرمال‌سازی آنالیز شد. قبل از انجام آزمون عملی، درباره‌ی وظایفی که شخص باید انجام دهد، توضیح لازم به شخص داده شد و از آزمودنی خواسته شد تا وظایف را تمرین کند. سپس از شخص خواسته شد آزمون‌های عملی‌ای را انجام دهد که از قبل به‌صورت تصادفی انتخاب شده بود. آزمون‌های عملی شامل انجام دو وظیفه (بستن پیچ و نگه‌داشتن وزنه) در دو ارتفاع

(شانه و بالاتر از شانه)، با و بدون استفاده از بازوی کمکی بود. زمان انجام هر وظیفه ۲ دقیقه بود و بین هر دو وظیفه، حداقل ۳ دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. کار در ارتفاع سر به‌نحوی تنظیم شد که بازو با ساعد و تنه زاویه‌ی ۹۰ درجه بسازد و کار در ارتفاع شانه به‌نحوی تنظیم شد که بازو با ساعد ۹۰ درجه زاویه داشته باشد. از آزمودنی خواسته شد دقیقاً مستقیم روبه‌روی ایستگاه کار بایستد و پاها را به اندازه‌ی شانه باز کند. فاصله‌ی شخص با ایستگاه کار ثابت بود و تغییر نمی‌کرد. وظیفه با دست غالب انجام می‌شد.

بعد از ثبت سیگنال‌های الکترومیوگرافی در تمامی مراحل تست، مرحله‌ی پردازش سیگنال‌ها اجرا شد. از نرم‌افزار Megawin به‌منظور پردازش داده‌ها استفاده شد. برای محاسبه‌ی میزان حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC)، ابتدا داده‌های خام از نظر سطح نویز پایه و زمان شروع و پایان فعالیت الکتریکی عضلات به‌صورت چشمی بررسی شد و همچنین، با استفاده از ابزار موجود در نرم‌افزار Megawin، داده‌های پرت (outlayer) حذف شد. سپس RMS با پنجره‌ی ۱۰۰ میلی‌ثانیه محاسبه شد و ۳ ثانیه‌ی وسط که سطح سیگنال تقریباً ثابت و بدون نوسان بود، ارزیابی شد. حداکثر شدت ثبت‌شده در این بازه‌ی زمانی محاسبه شد.

این کار برای هر ۳ ثبت انجام‌شده صورت گرفت و بیشترین مقدار از بین ۳ ثبت در هر عضله به‌عنوان MVIC آن عضله در نظر گرفته شد و برای نرمال‌سازی داده‌ها از این مقدار استفاده شد.

یافته‌ها

یافته‌های دموگرافیک و آنتروپومتریک

شرکت‌کنندگان ۱۲ نفر از دانشجویان دانشکده‌ی بهداشت (۶ نفر مذکر و ۶ نفر مؤنث) بودند که در بازه‌ی سنی ۲۰ تا ۲۴ سال قرار داشتند و همگی راست‌دست بودند. وزن افراد بررسی‌شده برابر با (SD=۹/۸۰) ۷۱/۵۰ کیلوگرم، میانگین قد آن‌ها برابر با (SD=۶/۸۹) ۱۶۹/۹۶ سانتی‌متر، ارتفاع آرنج افراد برابر با (SD=۱۱/۸۲) ۱۰۵/۵۰ سانتی‌متر و میانگین ارتفاع شانه‌ی آن‌ها برابر با (SD=۸/۴۱) ۱۳۹/۹۷ سانتی‌متر بود.

جدول ۱: نتایج مربوط به مقایسه‌ی فعالیت الکتریکی عضلات بررسی‌شده در دو وظیفه و ارتفاع، با و بدون استفاده از بازوی کمکی

وظیفه	ارتفاع	عضله	میانگین ٪MVC بدون بازوی کمکی	میانگین ٪MVC با بازوی کمکی	اختلاف میانگین	P-value
نگه‌داشتن وزنه	شانه	تراپزیوس	۳۳/۰۰ (۵/۱۲)	۵/۱۷ (۳/۸۶)	-۲۷/۸۳	<۰/۰۰۱
		دلتوید قدامی	۲۸/۰۸ (۶/۳۷)	۴/۴۲ (۳/۰۰)	-۲۲/۶۶	<۰/۰۰۱
		دلتوید میانی	۱۱/۹۲ (۱۱/۸۴)	۹/۰۰ (۵/۸۹)	-۲/۹۲	۰/۸۵۳
		دلتوید خلفی	۸/۰۰ (۳/۵۷)	۸/۵۰ (۶/۰۱)	-۰/۵۰	۰/۰۰۴
		بایسپس	۷/۸۳ (۳/۴۹)	۸/۶۷ (۵/۹۳)	+۰/۸۴	۰/۰۶۸
		ترایسپس	۶/۰۰ (۳/۳۳)	۴/۶۷ (۲/۶۷)	-۱/۳۳	۰/۰۳۸
	سر	تراپزیوس	۴۲/۵۸ (۶/۵۰)	۱۵/۹۲ (۳/۲۰)	-۲۶/۶۶	<۰/۰۰۱
		دلتوید قدامی	۳۹/۰۰ (۷/۷۵)	۱۲/۳۳ (۳/۷۵)	-۲۶/۶۷	<۰/۰۰۱
		دلتوید میانی	۱۴/۴۲ (۶/۶۷)	۱۲/۵۰ (۱۱/۴۹)	-۱/۹۲	۰/۴۵۱
		دلتوید خلفی	۱۰/۳۳ (۵/۳۱)	۵/۴۲ (۱/۸۳)	-۴/۹۱	۰/۰۰۲
		بایسپس	۱۱/۰۰ (۵/۲۰)	۷/۵۸ (۵/۴۸)	-۳/۴۲	۰/۰۹۱
		ترایسپس	۸/۴۲ (۴/۱۹)	۶/۰۰ (۴/۲۸)	-۲/۴۲	۰/۰۲۴
بستن پیچ	شانه	تراپزیوس	۳۲/۵۸ (۵/۶۰)	۱۲/۲۵ (۶/۴۳)	-۲۰/۳۳	<۰/۰۰۱
		دلتوید قدامی	۳۰/۰۸ (۷/۸۳)	۱۱/۴۲ (۶/۱۷)	-۶۶/۱۸	<۰/۰۰۱
		دلتوید میانی	۱۲/۷۵ (۷/۱۶)	۵/۵۰ (۵/۲۸)	-۷/۲۵	۰/۱۲۹
		دلتوید خلفی	۸/۳۳ (۵/۷۱)	۶/۳۳ (۵/۰۰)	-۲	۰/۰۳۳
		بایسپس	۵/۷۵ (۳/۲۵)	۳/۷۵ (۲/۳۴)	-۲	۰/۰۳۹
		ترایسپس	۷/۹۲ (۴/۰۳)	۵/۲۵ (۳/۶۰)	-۲/۶۷	۰/۰۰۲
	سر	تراپزیوس	۴۰/۵۸ (۴/۸۷)	۱۵/۸۳ (۵/۰۲)	-۲۴/۷۵	<۰/۰۰۱
		دلتوید قدامی	۳۸/۲۵ (۷/۲۱)	۱۴/۷۵ (۴/۵۰)	-۲۳/۲۵۰	<۰/۰۰۱
		دلتوید میانی	۱۱/۷۵ (۴/۷۷)	۱۱/۷۵ (۷/۴۰)	۰	۰/۷۰۰
		دلتوید خلفی	۷/۰۰ (۳/۷۹)	۶/۴۲ (۲/۵۸)	-۰/۵۸	۰/۷۷۸
		بایسپس	۵/۱۷ (۲/۴۴)	۴/۷۵ (۳/۲۲)	-۰/۴۲	۰/۴۹۹
		ترایسپس	۸/۰۰ (۳/۵۷)	۵/۶۷ (۳/۳۷)	-۲/۳۳	۰/۰۱۷

تفاوت فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از آزمون تی زوجی در بین گروه کنترل و استفاده از بازوی مکانیکی در چهار حالت مختلف آزمایش (ارتفاع شانه، ارتفاع سر، وظیفه‌ی نگه‌داشتن وزنه، وظیفه‌ی بستن پیچ با پیچ‌گوشتی) ارزیابی شد.

یافته‌های مربوط به ارتفاع شانه، وظیفه‌ی نگه‌داشتن وزنه

نتایج مربوط به فعالیت الکتریکی عضلات در حالت شانه و وزنه (ارتفاع شانه و وظیفه‌ی نگه‌داشتن وزنه) در زمان استفاده کردن و نکردن از بازوی کمکی در جدول ۱ مشاهده می‌شود. با توجه به نتایج، اختلاف فعالیت الکتریکی عضلات هنگام استفاده کردن و نکردن از بازوی کمکی در عضلات تراپزیوس ($P<۰/۰۰۱$)، دلتوید قدامی ($P<۰/۰۰۱$) و دلتوید خلفی ($P=۰/۰۰۴$) معنادار بود.

یافته‌های مربوط به ارتفاع سر، وظیفه‌ی نگه‌داشتن وزنه

نتایج مربوط به فعالیت الکتریکی عضلات بررسی‌شده در این حالت در زمان استفاده از بازوی کمکی در جدول ۱ مشاهده می‌شود. با توجه به نتایج، اختلاف فعالیت الکتریکی عضلات هنگام استفاده کردن و نکردن از بازوی کمکی در عضلات تراپزیوس ($P<۰/۰۰۱$)، دلتوید قدامی ($P<۰/۰۰۱$)، دلتوید خلفی ($P=۰/۰۰۲$) و ترایسپس ($P=۰/۰۲۴$) معنادار بود.

یافته‌های مربوط به ارتفاع شانه، وظیفه‌ی بستن پیچ

نتایج مربوط به فعالیت الکتریکی عضلات بررسی‌شده در این حالت در جدول ۱ مشاهده می‌شود. با توجه به نتایج، اختلاف فعالیت الکتریکی عضلات هنگام استفاده کردن و نکردن از بازوی کمکی در عضلات تراپزیوس ($P<۰/۰۰۱$)، دلتوید قدامی ($P<۰/۰۰۱$)، دلتوید خلفی ($P=۰/۰۳۳$)، بایسپس ($P=۰/۰۳۹$) و ترایسپس ($P=۰/۰۰۲$) معنادار بود.

یافته‌های مربوط به ارتفاع شانه، وظیفه‌ی بستن پیچ

نتایج مربوط به فعالیت الکتریکی عضلات بررسی‌شده در این حالت در جدول ۱ مشاهده می‌شود. با توجه به نتایج، اختلاف فعالیت الکتریکی عضلات بین حالت‌های مختلف (استفاده کردن و نکردن از بازوی کمکی) در عضلات تراپزیوس ($P<۰/۰۰۱$)، دلتوید قدامی ($P<۰/۰۰۱$) و ترایسپس ($P=۰/۰۱۷$)، معنادار بود.

بحث

در بیشتر مطالعات گذشته از الکترومیوگرافی برای ارزیابی فعالیت الکتریکی عضلات استفاده شده است. نتایج این مطالعه با نتایج مطالعه‌ی de Vries و همکاران [۲۵] مطابقت دارد که در آن، در کار بالای سر، بیشترین فعالیت مربوط به عضله‌ی تراپزیوس و بعد از استفاده از بازوی کمکی، بیشترین تأثیر بر همین عضله بود.

در مطالعه‌ی Desbrosses و همکاران [۲۶] که از دو اسکلت خارجی متفاوت برای کارهای بالاتر از شانه استفاده شده بود نیز بعد از استفاده از اسکلت خارجی، کاهش فعالیت در عضلات خم‌کننده‌ی شانه (دلتوید و بایسپس) مشاهده شد.

Grazi و همکاران [۲۷] در مطالعه‌ی خود، به‌صراحت به این موضوع اشاره کردند که اسکلت خارجی تأثیر کاهشی بر فعالیت عضلات دارد. همچنین، در مطالعه‌ی Iranzo و همکاران [۲۸] استفاده از **فناوری کمکی** باعث کاهش ۱۸ تا ۳۴ درصد از فعالیت عضلات تراپزیوس و دلتوید شد.

با توجه به نتایج این مطالعه می‌توان چنین بیان کرد: همان‌گونه که در مطالعات پیشین بیان شد، در کارهای بالاتر از شانه، بیشترین فعالیت مربوط به عضلات تراپزیوس و دلتوید است و هرچه زاویه‌ی ارتفاع کار بالاتر باشد (زاویه‌ی خمش بازو نیز افزایش می‌یابد)، فعالیت این عضلات بیشتر می‌شود. برای توضیح این مسئله باید به این نکته اشاره کرد که عضلات درگیر در خمش (فلکشن) و اداکشن شانه مشابه‌اند و هنگام خمش و نزدیک کردن (اداکشن) بازو، عضله‌ی دلتوید ۵۰ درصد از نیروی عضلانی لازم برای بالا آوردن بازو را تولید می‌کند. از طرف دیگر، وقتی بازو خم شده است، کمربند شانه‌ای باید دور شود، بالا برود و به بالا بچرخد و چرخش خلفی ترقوه رخ دهد تا حفره‌ی دوری وضعیت مطلوب خود را حفظ کند. در این زمان، عضله‌ی تراپزیوس به‌عنوان زوج‌نیرو منقبض می‌شود. این اعمال عضلانی زمانی انجام داده می‌شود که دلتوید بالا آوردن بازو را شروع کرده باشد و حرکت تا زاویه‌ی ۱۸۰ درجه ادامه یابد. بیشترین دامنه‌ی فعالیت عضله‌ی تراپزیوس نیز مانند دلتوید بین ۹۰ تا ۱۸۰ درجه است.

نیروی تولیدشده توسط عضله‌ی اسکلتی اساساً به طول عضله، سرعت انقباض عضلانی (تقریباً صفر برای کارهای استاتیک و نیمه‌استاتیک) و فعال شدن فیبر عضلانی بستگی دارد. در مطالعه‌ی ما که بین حالت‌های استفاده از اسکلت خارجی و استفاده نکردن از آن، طول عضله و سرعت انقباض عضلات ثابت بود، کاهش فعالیت الکتریکی عضلات هنگام استفاده از اسکلت خارجی با کمتر بودن فیبرهای عضلانی فعال ارتباط داشت و بنابراین، نیروهای عضلانی کمتری تولید شد. این به آن معناست که کاهش نیروهای عضلانی هنگام انجام فعالیت با بازوی کمکی امکان‌پذیر است [۲۹].

بازوی کمکی ساخته‌شده نیز بیشترین کاهش فعالیت الکتریکی را در همین دو عضله به وجود آورد و کاهش فعالیت عضلات در ارتفاع سر (ارتفاع بالاتر) کمتر بود که می‌توان برای آن دو دلیل ذکر کرد: اول اینکه هرچه دامنه‌ی خمش و نزدیک کردن (اداکشن) بیشتر شود، نقش عضله‌ی دلتوید هم بیشتر می‌شود. این عضله در دامنه‌ی ۹۰ تا ۱۸۰ درجه، یعنی در همان دامنه‌ای که برای کار بالای سر لازم است، بیشترین فعالیت را دارد. بااین‌حال نشان داده شده است که بیشترین مقاومت عضله‌ی دلتوید در برابر خستگی در دامنه‌ی حرکتی بین ۴۵ تا ۹۰ درجه است؛ **دوم اینکه** ساختار بازوی مکانیکی طوری طراحی شده بود که هرچه زاویه‌ی بازوها افزایش پیدا می‌کرد، تحمل مقابله با نیروی واردشده کمتر می‌شد. به این دلیل که با افزایش زاویه‌ی بازوی مکانیکی، طول بازوی مقاوم افزایش می‌یافت و نیروی بیشتری به ساختار مفصل بازوی

کمکی وارد می‌شد و ازآنجاکه این مفصل در تحمل نیرو محدودیت داشت، در این وضعیت درصد کمتری از نیروی واردشده را تحمل می‌کرد و عضلات درگیر باید نیروی بیشتری را اعمال می‌کردند.

در این مطالعه، بازوی کمکی غیرفعال طراحی و ارزیابی شد. هرچند نوع فعال کارایی بهتری دارد، یکی از مهم‌ترین مزیت‌های نوع غیرفعال که سبب استفاده‌ی بیشتر از آن نیز شده است، این موضوع است که بازوی غیرفعال از مقبولیت بیشتری در صنعت برخوردار است؛ زیرا این نوع، سبک، ارزان و ساده‌تر است و مدیران و کارگران حاضر در صنعت بیشتر آن را می‌پذیرند.

نتیجه‌گیری

کنترل نیازهای جسمی هنگام کار بالای سر ممکن است با توجه به خطر آسیب‌دیدگی ناشی از چنین کارهایی، از اهمیت بالایی برخوردار باشد؛ ولی ممکن است در محیط کار نتوان کاملاً آن را حذف کرد. مطالعه‌ی حاضر اثر یک بازوی کمکی بر فعالیت الکتریکی عضلات در حین شبیه‌سازی کار را ارزیابی کرده و نشان داده است که استفاده از این **فناوری** فعالیت الکتریکی عضلات شانه را کاهش می‌دهد و تأثیرات متفاوتی در وظایف و ارتفاع‌های کار مختلف دارد. به‌طور کلی، این نتایج نشان می‌دهند که استفاده از **فناوری کمکی** می‌تواند مداخله‌ای مؤثر در کارهای بالای سر باشد؛ اما تحقیقات بیشتری برای ارزیابی پیامدهای طولانی‌مدت چنین مداخله‌ای با جمعیت متنوع (برای مثال مزایا، عوارض جانبی و تغییر در استراتژی‌های کاری) و برای درک بهتر مسائل بهداشتی و ایمنی در محلی که ممکن است از چنین فناوری‌ای استفاده شود، نیاز است.

محدودیت‌هایی در این مطالعه وجود داشت که در ادامه به آن‌ها اشاره می‌شود:

۱. شرکت‌کنندگان از جمعیت غیرشاغل و جوان و سالم بودند؛ بنابراین باید در تعمیم نتایج فعلی به کارگران مسن، مصدوم یا چاق احتیاط کرد.

۲. شرکت‌کنندگان برای انجام کارها، تازه‌کار بودند. کار با پیچ‌گوشتی و نگه‌داشتن وزنه که در اینجا بررسی شد، می‌تواند وظایفی در نظر گرفته شود که هر شخص ممکن است به‌ندرت یا گاه‌به‌گاه در زندگی خود نیاز به انجام آن داشته باشد. استفاده از افراد تازه‌کار محدودیتی مهم نیست؛ اما ممکن است اثرات سیستم دستیار برای کارگران باتجربه متفاوت باشد. در این مطالعه، تنها دو وظیفه‌ی شبیه‌سازی بررسی و مقایسه شد. مشخص نیست که آیا نتایج فعلی مثلاً برای سایر ارتفاع‌های کاری، جهت‌های اعمال نیرو، انواع و جرم‌های ابزار یا مدت‌زمان انجام وظیفه قابلیت تعمیم‌پذیری دارد یا خیر.

۳. کارها در یک محیط آزمایشگاهی کنترل‌شده انجام شد. Spada و همکاران [۱۶] خاطرنشان کرده‌اند که شرکت‌کنندگان راجع به تداخل فیزیکی با محیط اطراف خود (برای مثال، تماس با چهارچوب دستگاه) نگرانی داشته‌اند. به‌طور کلی، چنین مواردی یا محیط‌های کاری نامطلوب (برای مثال، حضور چند کارگر و فضای کاری محدود) ممکن است اثرات جلیقه‌ی دستیار را تحت تأثیر قرار دهد.

۴. مطالعه‌ی حاضر بر تأثیرات کوتاه‌مدت بازوی کمکی متمرکز بود. واضح است برای بررسی تأثیرات طولانی‌مدت استفاده از چنین مداخلاتی، به تحقیقات بیشتری نیاز است.

۵. بازوی کمکی طراحی‌شده برای کارهای دینامیک و کارهایی که به‌صورت ترکیبی در جهات مختلف انجام می‌شود، کاربرد ندارد. در مراحل بعدی، سعی می‌شود این نواقص با کمک متخصصان این زمینه رفع شود.

نویسندگان این مقاله در انتها پیشنهادهایی ارائه می‌کنند:

- وظیفه‌ی تعریف‌شده در این مطالعه با دست غالب انجام شد. پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده، وظایف با دو دست انجام شود.
- در این مطالعه، عضلات حرکت‌دهنده بررسی شد. پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده، عضلات ثبات‌دهنده نیز بررسی شود.
- پیشنهاد می‌شود بررسی فعالیت الکتریکی و خستگی عضلات کمر و پا در مطالعات آینده بررسی شود تا تأثیر اسکلت خارجی بر قسمت‌های دیگر بدن نیز مشخص شود.
- ازآنجایی‌که فعالیت‌های استاتیک باعث ایجاد خستگی عضلانی می‌شود، پیشنهاد می‌شود مطالعاتی در آینده برای تغییر فرایند کار از استاتیک به نیمه‌استاتیک یا دینامیک طراحی شود.
- پیشنهاد می‌شود تأثیر جنسیت بر فاکتورهای ارزیابی‌شونده نظیر راحتی، قابلیت استفاده و پوسچر بررسی شود.
- پیشنهاد می‌شود ارتباط بین عوامل ذهنی و عینی ارزیابی‌شونده بررسی شود.

پیشنهاد به صنایع

به صنایع پیشنهاد می‌کنیم اگر برای افزایش سلامت و عملکرد پرسنل خود از سیستم‌های دستیار استفاده می‌کنند، به این موضوع توجه داشته باشند که از نوع ارگونومیک آن بهره ببرند؛ زیرا در انواع ارگونومیک، به سلامت و عملکرد در کنار هم اهمیت داده شده است. همچنین، توجه به این موضوع ضروری است که این **فناوری** برای کار راحت‌تر، ایمن‌تر و در نتیجه با بهره‌وری بالاتر ساخته شده است، نه برای انجام کار بیشتر و کارفرمایان نباید در زمان استفاده از اسکلت خارجی، انتظار کارهای سخت‌تر و طولانی‌مدت را از کارگران داشته باشند.

پیشنهاد به کارگران

به کارگران توصیه می‌شود به این موضوع توجه کنند که با استفاده از **فناوری کمکی** به اَبَرمرد تبدیل نمی‌شوند و این ابزار تنها برای کاهش چند درصد از فعالیت عضلانی، خستگی، ناراحتی و بالا بردن سلامت، ایمنی، رضایت و راحتی در انجام کار است.

پیشنهاد به تولیدکنندگان سیستم‌های دستیار

به تولیدکنندگان این **فناوری** توصیه می‌شود در کنار جنبه‌های فنی، به فاکتورهای انسانی نیز توجه داشته باشند؛ زیرا همان‌گونه که اشاره شد، حفظ راحتی و سلامت کاربر می‌تواند تأثیر زیادی در موفقیت محصول در بازار داشته باشد. همچنین، در بازار ایران، با توجه به شرایط

حاکم بر صنایع، تولید محصول باید تا حد امکان با هزینه‌ی پایین انجام شود تا صنایع از این ابزار کمکی استفاده کنند.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله از داوران محترم برای ارائه نظرات مفید و سازنده، همچنین از سردبیر، مدیر مسئول، اعضای هیئت تحریریه و سایر همکاران مجله کمال تشکر را دارند.

تضاد منافع

در نگارش این مقاله تضاد منافع وجود ندارد.

سهم نویسندگان

سهم نویسندگان در نگارش مقاله برابر است.

ملاحظات اخلاقی

کد اخلاق این پژوهش مصوب دانشگاه علوم پزشکی تبریز به شماره IR.TBZMED.REC.1400.125 است.

حمایت مالی

حامی مالی این پژوهش دانشگاه علوم پزشکی تبریز می باشد.

REFERENCES

1. Schmidtler J, Knott V, Hölzel C, Bengler K. Human Centered Assistance Applications for the working environment of the future. Occupational Ergonomics. 2015; 12(3):83-95. [DOI: 10.3233/OER-150226]
2. Leigh, J.P. Costs of Occupational Injuries and Illnesses. University of Michigan Press, 2000.
3. Grieve JR, Dickerson CR. Overhead work: Identification of evidence-based exposure guidelines. Occupational Ergonomics. 2008;8(1):53-66. [DOI: 10.3233/OER-2008-8105]
4. Kadefors R, Engström T, Petzäll J, Sundström L. Ergonomics in parallelized car assembly: a case study, with reference also to productivity aspects. Appl Ergon. 1996; 27(2):101-10. [DOI: 10.1016/0003-6870(95)00064-x] [PMID]
5. Rempel D, Star D, Gibbons B, Barr A, Janowitz I. Development and evaluation of a new device for overhead drilling. Prof Saf. 2007;52(11):30-5. [PMID]
6. Rempel D, Star D, Barr A, Janowitz I. Overhead drilling: Comparing three bases for aligning a drilling jig to vertical. J Safety Res. 2010;41(3):247-51. [DOI: 10.1016/j.jsr.2010.01.003] [PMID]
7. Lowe BD, Dick RB. Workplace Exercise for Control of Occupational Neck/Shoulder Disorders a Review of Prospective Studies. Environ Health Insights. 2015;8(Suppl 1):75-95. [DOI: 10.4137/EHI.S15256] [PMID]
8. Vickers NJ. Animal Communication: When I'm Calling You, Will You Answer Too? Curr Biol. 2017;27(14):R713-5. [DOI: 10.1016/j.cub.2017.05.064] [PMID]
9. De Looze MP, Bosch T, Krause F, Stadler KS, O'Sullivan LW. Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. Ergonomics. 2016;59(5):671-81. [DOI: 10.1080/00140139.2015.1081988] [PMID]
10. De Looze MP, Krause F, O'Sullivan LW. The potential and acceptance of exoskeletons in industry. Wearable robotics: Challenges and trends: Springer; 2017:195-9. [DOI: 10.1007/978-3-319-46532-6_32]
11. Gillette JC, Stephenson ML, editors. EMG assessment of a shoulder support exoseleton during on-site job tasks. Proceedings of the American Society of Biomechanics Annual Meeting, Boulder, CO. 2017. [Link]
12. Sylla N, Bonnet V, Colledani F, Fraisse P. Ergonomic contribution of ABLE exoskeleton in automotive industry. International Journal of Industrial Ergonomics. 2014;44(4): 475-81. [DOI: 10.1016/j.ergon.2014.03.008]
13. Rashedi E, Kim S, Nussbaum MA, Agnew MJ. Ergonomic evaluation of a wearable assistive device for overhead work. Ergonomics. 2014;57(12):1864-74. [DOI: 10.1080/00140139.2014.952682] [PMID]
14. Fagan KM, Hodgson MJ. Under-recording of work-related injuries and illnesses: An OSHA priority. J Safety Res. 2017;60:79-83. [DOI: 10.1016/j.jsr.2016.12.002] [PMID]
15. Butler TR. Exoskeleton technology: Making workers safer and more productive. Professional Safety. 2016;61(09):32-6. [Link]
16. Spada S, Ghibaudo L, Gilotta S, Gastaldi L, Cavatorta MP. Analysis of exoskeleton introduction in industrial reality: main issues and EAWS risk assessment. International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics; 2017:236-44. [DOI: 10.1007/978-3-319-60825-9_26]
17. Liu S, Hemming D, Luo RB, Reynolds J, Delong JC, Sandler BJ, et al .Solving the surgeon ergonomic crisis with surgical exosuit. Surg Endosc. 2018;32(1):236-44. [DOI: 10.1007/s00464-017-5667-x] [PMID]
18. Viteckova S, Kutilek P, Jirina M. Wearable lower limb robotics: A review. Biocybernetics and biomedical engineering. 2013;33(2):96-105. [DOI: 10.1016/j.bbe.2013.03.005]
19. Theurel J, Desbrosses K, Roux T, Savescu A. Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks. Appl Ergon. 2018;67:211-7. [DOI: 10.1016/j.apergo.2017.10.008] [PMID]
20. Huysamen K, Bosch T, de Looze M, Stadler KS, Graf E, O'Sullivan LW. Evaluation of a passive exoskeleton for static upper limb activities. Appl Ergon. 2018;70:148-55. [DOI: 10.1016/j.apergo.2018.02.009] [PMID]
21. Hermens H, Freriks B, Merletti R, Rau G, Disselhorst-Klug-Aachen C, Stegeman D, et al. The SENIAM Project. [Link]
22. Grazioso S, Caporaso T, Palomba A, Nardella S, Ostuni B, Panariello D, et al. Assessment of upper limb muscle synergies for industrial overhead tasks: a preliminary study. 2019 II Workshop on Metrology for Industry 40 and IoT (MetroInd4 0&IoT). IEEE. 2019. [Link]
23. Konrad P. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography. 2005;1(2005):30-5. [Link]
24. Alabdulkarim S, Nussbaum MA. Influences of different exoskeleton designs and tool mass on physical demands and performance in a simulated overhead drilling task. Appl Ergon. 2019;74:55-66. [DOI: 10.1016/j.apergo.2018.08.004] [PMID]
25. De Vries AW, Krause F, de Looze MP. The effectivity of a passive arm support exoskeleton in reducing muscle activation and perceived exertion during plastering activities. Ergonomics. 2021;64(6):712-21. [DOI: 10.1080/00140139.2020.1868581] [PMID]
26. Desbrosses K, Schwartz M, Theurel J. Evaluation of two upper-limb exoskeletons during overhead work: influence of exoskeleton design and load on muscular adaptations and balance regulation. Eur J Appl Physiol. 2021;121(10):2811-23. [DOI: 10.1007/s00421-021-04747-9] [PMID]
27. Grazi L, Trigili E, Proface G, Giovacchini F, Crea S, Vitiello N. Design and experimental evaluation of a semi-passive upper-limb exoskeleton for workers with motorized tuning of assistance. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2020; 28(10):2276-85. [DOI: 10.1109/TNSRE.2020.3014408] [PMID]
28. Iranzo S, Piedrabuena A, Iordanov D, Martinez-Iranzo U, Belda-Lois JM. Ergonomics assessment of passive upper-limb exoskeletons in an automotive assembly plant. Appl Ergon. 2020;87:103120. [DOI: 10.1016/j.apergo.2020.103120] [PMID]
29. Schmalz T, Schändlinger J, Schuler M, Bornmann J, Schirrmeister B, Kannenberg A, et al. Biomechanical and metabolic effectiveness of an industrial exoskeleton for overhead work. Int J Environ Res Public Health. 2019; 16(23):4792. [DOI: 10.3390/ijerph16234792] [PMID]