

Research paper

An Analysis the Effect of Head and Neck Orientation on Biomechanical Parameters of Head Injury in Boxing



Neda Boroushak^{1*}, Hasan Khoshnoodi², Mostafa Rostami³, Reza Sarang⁴

1. Department of Sport Biomechanics and Technology, Sport Science Research Institute, Tehran, Iran.
2. Department of Mechanical Engineering, Shoushtar Branch, Islamic Azad University, Shoushtar, Iran.
3. Department of Biomedical Engineering, Faculty of Biomechanic, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran.
4. Department of Sports Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.



Citation Boroushak N, Khoshnoodi H, Rostami M Sarang R. An Analysis the Effect of Head and Neck Orientation on Biomechanical Parameters of Head Injury in Boxing. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2021; 10(5):908-921. <https://doi.org/10.32598/SJRM.10.5.7>

doi <https://doi.org/10.32598/SJRM.10.5.7>



Received: 26 Jul 2020

Accepted: 10 Aug 2020

Available Online: 22 Nov 2021

Keywords:

Concussion, Linear Acceleration, Rotational Acceleration, Head & Neck Orientation, Boxing

ABSTRACT

Background and Aims Brain injuries are often induced by the linear and rotational acceleration of the head and neck. Head and neck orientation determines the type and severity of brain injury. The scant focus has been paid to this topic in previous studies. Therefore, this study aimed to assess and analyze the impact of head and neck orientation on linear and rotational acceleration in boxing.

Methods In this study, a computer simulation method was utilized to investigate the impact of head and neck orientation on linear and rotational accelerations of the head during punching in boxing. A suitable head and neck and punch model was initially simulated using the Adams software. Then, the inverse kinematic method and Euler ZXZ angles were used to determine the orientation of the head and neck.

Results The findings revealed that the maximum linear and rotational acceleration related to the reference state (anatomical position) was 75g and 4036, respectively. The head and neck orientation did not affect the magnitude of the linear and rotational acceleration in the sagittal plane. However, as the angle of the head and neck orientation increased in the frontal plane, the magnitude of the linear and rotational acceleration decreased.

Conclusion In line with our findings, rotational acceleration was the sole cause of brain injury in boxing. Increasing the orientation of the angle of the head and neck in the frontal plane would reduce intensity. Therefore, by detecting biomechanical parameters associated with a head injury and influential factors affecting it, the severity of the damage, the pertinent risk factors, and relevant rehabilitation solutions can be projected and predicted.

Extended Abstract

1. Introduction

Background & Objectives: Brain injuries are caused by linear and rotational accelerations of the head and neck area. Junge et al. stipulated that 54% of all brain injuries occur during exercises. In collision sports,

such as boxing, the risk of brain injury is higher due to repeated blows to the head. The findings of a 16-year study on injuries suffered by professional boxers pointed out that 89.9% of injuries are in the head and neck regions, with 15.9% inducing brain injury. Significant improvements have been made in understanding head/brain injury parameters. Various measures and precautions have been taken to prevent them. However, sports-related head injuries are still a concern.

*** Corresponding Author:**

Neda Boroushak

Address: Department of Sport Biomechanics and Technology, Sport Science Research Institute, Tehran, Iran.

Tel: +98 (911) 1397629

E-Mail: nedaboroushak@yahoo.com

In boxing competitions, the head area is exposed to repeated punches. Athletes are constantly moving and shifting the position of their head and neck to repel blows, they try to reduce the number of blows, escape, and evade them, and also limit their impact on their head, body, and other areas. Hence, the moving and shifting of the head and neck during trauma and the mechanism of head injuries is an appropriate study topic that has been primarily ignored scientifically and academically. Therefore, the objective of this analytical study was to assess the impact of head and neck orientation on biomechanical parameters of head injuries in boxing.

2. Methods

A computer simulation method was utilized in the present research. First, a suitable model of the head, neck, and punching was simulated in the Mechanical Dynamics Incorporation's (MSC) Automated Dynamic Analysis of Mechanical Systems (ADAMS) software (MSC Software Corporation, 2013 version). Next, the inverse kinematic method and Euler ZXZ angles were used to determine the orientation of the head and neck. Three primary axes that define their angles concerning the reference position were considered to obtain the head and neck orientation. We set rotates around the Z-axis, and then using β around the X-axis, and eventually γ around the Z-axis, respectively, we achieved the desired orientation in space. Then, using the model, a punch was applied to the side of the head at angles of 0, 5, 10, and 15 degrees in the lateral and anterior-posterior directions, and linear and rotational accelerations were obtained at each angle using the injury threshold. After that, the heads were compared.

3. Results

Angle θ is the angle of motion in the frontal plane. In other words, the rotation occurs around the x-axis, and the head bends to the sides. Also, Φ shows the angles of motion in the sagittal plane, and the rotation occurs around the y-axis. The findings demonstrated that angle changes did not affect the magnitude of linear and rotational accelerations in the sagittal plane (increasing angle θ reduced the magnitude of linear and rotational accelerations). Moreover, linear acceleration and maximum rotational acceleration in the reference position (neck's anatomical position) were 75g and 4036 g, respectively. In other words, when the punching hits the head at different angles, the amount of acceleration remains constant in all directions in the flexion-extension state of the neck. However, with an accelerative angle when the neck is bent to the sides, the magnitude of linear acceleration decreases by 3% and rotational acceleration by 5%. Although these values are very insignificant, they can probably impact the severity of the head injury. The highest increase in the sagittal

plane occurred among the acceleration components from 155 rad/s² to 1155 rad/s². Even though this value is lower than the head injury threshold, the rate of rapid increase of this component indicates that with a slight rise in angle ϕ (more than 15 degrees), this value is likely to reach.

4. Discussion

The findings of this study indicated that rotational acceleration that causes brain damage in boxing decreases with increasing the angle of the head and neck when hitting the frontal plane. Therefore, it can be stated that by recognizing the biomechanical parameters related to head injury and the factors affecting it, the severity of the injury and the risk factors associated with it can be predicted, and an appropriate strategy can be implemented for rehabilitation. One of the most critical messages for preventing brain damage is to improve medical care. Early diagnosis of concussion by a physician and immediate action after an accident can play an important role in preventing secondary injuries. In addition, the use of appropriate headgears with the ability to design important parameters and reduce the risk of head injuries and the factors affecting them can be significantly impactful in reducing the rate of head injuries. Presently, head and neck orientation during trauma is not included in the performance evaluation of headgears. However, according to the results of this study, it appears that the development of such protocols is requisite for a more thorough and accurate assessment of headgears.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

There were no ethical considerations to be considered in this research.

Funding

The present study was Adapted from a post-doctoral project supported by Iran National Science Foundation (No: 97013316).

Authors' contributions

All authors contributed equally in preparing all parts of the research.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

We thank Iran National Science Foundation for contribution.

This Page Intentionally Left Blank

مقاله پژوهشی

تحلیلی بر تأثیر جهت گیری سر و گردن بر پارامترهای بیومکانیکی آسیب سر در بوکس

ندا بروشک^۱، حسن خوشنودی^۲، مصطفی رستمی^۳، رضا سارنگ^۴

۱. گروه بیومکانیک و فناوری ورزشی، پژوهشکده علوم ورزشی، تهران، ایران.

۲. گروه مهندسی مکانیک، واحد شوشتر، دانشگاه آزاد اسلامی، شوشتر، ایران.

۳. دانشکده مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، تهران، ایران.

۴. گروه مهندسی ورزش، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

چکیده

تاریخ دریافت: ۵ مرداد ۱۳۹۹

تاریخ پذیرش: ۲۰ مرداد ۱۳۹۹

تاریخ انتشار: ۱ آذر ۱۴۰۰

مقدمه و اهداف: صدمات مغزی در اثر شتاب‌های خطی و چرخشی سر و گردن ایجاد می‌شود. جهت‌گیری سر و گردن هنگام ضربه نیز یکی از عوامل تعیین‌کننده نوع و شدت آسیب‌های مغزی است که در مطالعات گذشته کمتر مورد توجه قرار گرفته است. بنابراین، هدف از این مطالعه تحلیلی بر تأثیر جهت‌گیری سر و گردن بر پارامترهای بیومکانیکی آسیب سر در بوکس بود.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش، برای بررسی تأثیر جهت‌گیری سر و گردن بر شتاب‌های خطی و چرخشی سر هنگام ضربه‌ی مشت در بوکس از روش شبیه‌سازی کامپیوتری استفاده شد. بدین صورت که در ابتدا مدلی مناسب از سر و گردن و ضربه‌ی مشت در نرم‌افزار آدامز شبیه‌سازی شد. سپس برای تعیین جهت‌گیری سر و گردن از روش سینماتیک معکوس و زوایای اویلر ZXZ استفاده شد.

یافته‌ها: یافته‌ها نشان داد شتاب خطی و شتاب چرخشی بیشینه در حالت مرجع (وضعیت آناتومیکی گردن) به ترتیب $75g$ و $4036 \frac{rad}{s^2}$ می‌باشد. جهت‌گیری سر و گردن در صفحه ساجیتال بر اندازه شتاب‌های خطی و چرخشی تأثیری نداشت، در حالی که با افزایش زاویه جهت‌گیری سر و گردن در صفحه فرونتال، اندازه شتاب‌های خطی و چرخشی کاهش یافت.

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد تنها شتاب چرخشی علت آسیب مغزی در بوکس است که با افزایش زاویه جهت‌گیری سر و گردن هنگام ضربه در صفحه فرونتال از شدت آن کاهش می‌یابد. می‌توان گفت با تشخیص پارامترهای بیومکانیکی مرتبط با آسیب سر و عوامل تأثیرگذار بر آن می‌توان میزان شدت آسیب و عوامل خطرزای مرتبط با آن را پیش‌بینی کرد و برای توانبخشی، راهکارهای مرتبط با آن را اجرا کرد.

کلیدواژه‌ها:

ضربه مغزی، شتاب خطی، شتاب چرخشی، جهت‌گیری سر و گردن، بوکس

مقدمه و اهداف

سر به عنوان یکی از حیاتی‌ترین اعضای بدن در معرض خطر آسیب بسیار زیاد به‌ویژه در ورزش قرار دارد. جونگ^۱ و همکاران بیان کرده‌اند ۵۴ درصد از کل آسیب‌های مغزی در ورزش اتفاق می‌افتد [۱]. همچنین از ۱/۲ میلیون آسیب تروماتیک مغزی خفیف^۲، بیش از ۳۰۰,۰۰۰ مورد آن مربوط به ورزش گزارش شده است [۲]. در ورزش‌های برخوردی مانند بوکس به دلیل اصابت ضربات مکرر به سر، خطر آسیب مغزی بیشتر می‌باشد. نتیجه ۱۶ سال مطالعه بر روی آسیب‌های بوکسورهای حرفه‌ای

نشان داد ۸۹/۹ درصد آسیب‌ها در ناحیه سر و گردن اتفاق می‌افتد که ۱۵/۹ درصد از این آسیب‌ها منجر به آسیب مغزی می‌شود [۳]. فیف^۳ و همکاران نیز نشان دادند ۸۹/۸ درصد از آسیب‌ها در بوکس مربوط به سر و گردن می‌باشد و از این میزان ۳۹/۸ درصد در هر ۱۰۰۰ ورزشکار مربوط به تکان مغزی است [۴]. در نتیجه، با توجه به مطالعات انجام شده، ورزشکاران ورزش‌های برخوردی در معرض خطر آسیب مغزی قرار دارند.

آسیب مغزی به‌عنوان یک فرایند پاتوفیزیولوژیک^۴ شناخته شده‌است که منجر به اختلالات عملکرد عصبی می‌شود و در نتیجه اثرات بیومکانیکی شدید بر روی سر، گردن و یا صورت

3.Fif
4. Pathophysilogic

1.Junge
2.Mild traumatic brain injury (TBI)

* نویسنده مسئول:

ندا بروشک

نشانی: تهران، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک و فناوری ورزشی.

تلفن: ۱۳۹۷۶۲۹ (۹۱۱) +۹۸

رایانامه: nedaboroushak @ yshoo.com

به عبارتی با افزایش درجه حرکت سر در صفحه ساجیتال، شدت آسیب‌های مغزی بیشتر می‌شود [۱۲]. پست ۱۳ و همکاران نیز بیان کردند ضربه وارد شده به هر قسمت سر منجر به چه آسیب مغزی می‌شود. نتایج آن‌ها نشان داد ضربه به ناحیه فرونتال، آسیب‌های ساب دورال هماتوم^{۱۴} و ضربه به قسمت لترال^{۱۵}، آسیب‌های کوفتگی پارانشیمی^{۱۶} را افزایش می‌دهد [۱۳]. در این تحقیقات، تأثیرات انفجار بر عوامل آسیب سر و مغز نیز مورد مطالعه قرار گرفته است. تنش‌ها و مرکز فشار در سر در زوایای مختلف سر و گردن حول محور عمود بر صفحه مرجع با استفاده از روش اجزای محدود بررسی شده است. با استنتاج از آن‌ها می‌توان اظهار کرد حرکت گردن در صفحات و زوایای مختلف، احتمالاً متغیری تأثیرگذار در نوع و شدت آسیب مغزی می‌باشد که تاکنون در مطالعاتی که مربوط به ضربات برخوردی به سر است مورد بررسی قرار نگرفته است. در رقابت‌های برخوردی مانند بوکس، سر در معرض اصابت ضربات مکرر مشت قرار می‌گیرد. ورزشکاران برای دفع ضربه، مرتب در حال تغییر حرکت سر و گردن خود می‌باشند و به این ترتیب سعی در کاستن میزان ضربات وارده و یا فرار از آن را خواهند داشت که این امر سبب می‌شود ضربه در جهت‌گیری‌های مختلف سرو گردن نسبت به بدن وارد شود. به نظر می‌رسد تغییر در حرکت سر و گردن هنگام ضربه، عامل مؤثری در مطالعه مکانیسم آسیب‌های سر در ورزش باشد که تاکنون مورد توجه قرار نگرفته است.

با توجه به ماهیت ناخوشایند آسیب مغزی، علائم و اثرات جبران‌ناپذیر آن، مطالعه مکانیسم ضربه مغزی در انسان همچنان یک مشکل چالش‌برانگیز است. علاوه بر دانستن پارامترهای بیومکانیکی مرتبط با آسیب مغزی همچون شتاب خطی و شتاب چرخشی، بررسی برخی از عوامل مرتبط با آن مانند حرکت گردن در صفحات و زوایای مختلف در ورزش‌هایی همچون بوکس که سر در معرض ضربه با جهت‌گیری‌های مختلف سر و گردن است، لازم و ضروری می‌باشد. هدف از مطالعه حاضر، بررسی تأثیر این جهت‌گیری‌ها هنگام ضربه بر روی پارامترهای بیومکانیکی شتاب خطی و شتاب چرخشی سر ناشی از ضربه مشت بوکس می‌باشد.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه برای بررسی تأثیر جهت‌گیری سر و گردن بر شتاب‌های خطی و چرخشی سر هنگام ضربه‌ی مشت بوکس از روش شبیه‌سازی کامپیوتری استفاده شد. بدین صورت که ابتدا مدلی مناسب از سر و گردن و ضربه مشت در نرم‌افزار آدامز^{۱۷} نسخه ۲۰۱۳ ساخت شرکت نرم‌افزاری MSC کالیفورنیای ایالات

اتفاق می‌افتد. این آسیب به‌طور معمول با نقص شناختی، رفتاری و کنترل حرکتی از ۲۴ ساعت تا ۱۰ روز پس از آسیب همراه است و در صورت تکرار ممکن است با آسیب‌های شدیدی همچون آسیب‌های مغزی خفیف و اختلال عملکرد حافظه همراه شود [۵]. فعالیت‌های ورزشی، علی‌رغم اینکه با هدف ارتقاء سطح سلامت فرد و اجتماع گسترش یافته‌اند، اما به دلیل عدم شناخت کامل از شرایط مناسب برای اجرا، می‌توانند باعث بروز آسیب مغزی در ورزشکاران شوند. هزینه‌های پزشکی ناشی از این نوع آسیب‌ها سالانه حدود ۶۰ میلیارد دلار تخمین زده شده است [۶]. علاوه بر هزینه‌های سرسام‌آور، طولانی بودن زمان توانبخشی و احتمال عدم امکان بازگشت دوباره ورزشکار به مسابقات، خطراتی نیز در اثر بازگشت به فعالیت ورزشی پیش از ترمیم کامل آسیب فرد را تهدید می‌کنند. همچنین شواهد نوظهوری که از عواقب بلندمدت آسیب‌های مغزی خبر می‌دهند، اهمیت مطالعه در این زمینه را برجسته می‌کند.

بروشک^۵ و همکاران در تحقیق خود، عامل اصلی آسیب مغزی در تکواندوکاران را شتاب چرخشی^۶ معرفی کردند [۷]. اوسالیوان^۷ و فیف در تحقیق خود تنها به بررسی شتاب خطی^۸ حاصل از ضربه به سر در تکواندو پرداختند. آن‌ها این پارامتر را عامل آسیب مغزی بیان کردند [۸]. همچنین مک‌اینش^۹ و فیف در تحقیقات خود نشان دادند شتاب خطی و شتاب چرخشی سر از عوامل مهم آسیب مغزی در بوکسورها می‌باشد [۹، ۱۰]. همان‌طور که در تحقیقات پیشین ملاحظه می‌شود [۸-۱۰]، شتاب خطی و شتاب چرخشی برای ارزیابی آسیب سر در ورزش‌های برخوردی مورد استفاده قرار گرفته است که شتاب خطی بیانگر آسیب‌های موضعی^{۱۱} و شتاب چرخشی بیانگر آسیب‌های انتشاری^{۱۲} و گسترده در مغز می‌باشد [۱۱]. بنابراین پیش‌بینی می‌شود شتاب‌های خطی و چرخشی، پارامترهای بیومکانیکی مهم برای آسیب‌های سر در ورزش‌های رزمی به شمار آیند.

اگرچه پیشرفت‌های قابل ملاحظه‌ای در درک پارامترهای تأثیرگذار بر آسیب‌های سر انجام شده است و اقدامات مختلفی برای پیشگیری از آن‌ها انجام شده است، همچنان آسیب‌های مربوط به سر که در ورزش اتفاق می‌افتد، عاملی نگران‌کننده می‌باشد. سالیوان^{۱۲} و همکاران گزارش کردند آسیب آکسون‌های مغزی با درجه حرکات سر در صفحه فرونتال متناسب می‌باشد. در تحقیقی دیگر نشان داده شد بین درجه حرکات سر در صفحه ساجیتال و آسیب‌های شدید مغزی ارتباط مستقیمی وجود دارد.

5. Boroushak
6. Rotational Acceleration
7. O'Sullivan
8. Linear Acceleration
9. McIntosh
10. Local
11. Diffuse
12. Sullivan

13. Post
14. Subdural hematoma
15. Lateral
16. Contusions Parenchymal
17. Adams

جدول ۱. مشخصات فیزیکی و دینامیکی اعضای شبیه‌سازی شده

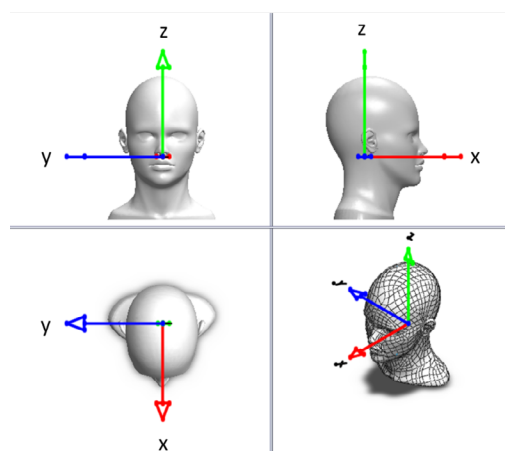
عضو	مشخصه	مقدار (اندازه) مشخصه
گردن	طول معادل	۳۰ سانتی‌متر
	جنس معادل	فولاد
	قطر معادل	۱ سانتی‌متر
سر	قطر	۲۵ سانتی‌متر
	سختی	۲۰۰ نیوتن بر متر
	ضریب استهلاک	۱۲
	عمق تورفتگی در حین ضربه	۴ سانتی متر
	جرم	۵/۱ کیلوگرم
	سرعت دست	۶/۷ متر بر ثانیه
مشت	جرم	۴/۴ کیلوگرم
	عقب‌روی شانه هنگام ضربه	۵ سانتی‌متر
	ضریب سختی فنر خطی معادل در مفصل شانه	۳۰ نیوتن بر متر
	ضریب استهلاک معادل در مفصل شانه	۴ نیوتن متر بر ثانیه
	نیروی پیش بار	۱۵۰۰ نیوتن
	نیروی مشت	۴۲۲۶ نیوتن

طب توانبخشی

و سختی لازم و بهینه به دست آمد. به‌طور کلی گردن به‌عنوان یک مجموعه پیوسته‌ی متشکل از بی‌نهایت ذره به‌صورت یک عضو انعطاف‌پذیر مدل شد. در این مدل ویژگی‌ها و رفتار گردن و بدن توسط یک تیر یک‌سر درگیر^{۱۹} (تیری که یک سر آن گیردار بوده و کاملاً ثابت شده و سری دیگر آن آزاد باشد) شبیه‌سازی شد. اتصال گردن به طرفین (از یک سو به سر و از سوی دیگر به بالاتنه) بوسیله اتصال ثابت اجرا شد. سر نیز به‌عنوان یک جسم جامد معرفی شد که خواص مربوط به تماس مشت با سر به

متحدہ امریکا شبیه‌سازی شد. برای مدل‌سازی سر، ویژگی‌های مکانیکی آن مثل سختی، مواد، ویژگی‌های ضربه (مانند، عمق تورفتگی ضربه)، میزان میرایی^{۱۸} در ضربه و دیگر پارامترهای مرتبط با تماس در نظر گرفته شد. مدل‌سازی گردن با ویژگی‌هایی که گردن در شرایط واقعی دارد بخش مهمی از شبیه‌سازی بود. به دلیل اتصال سر به گردن و بدن، پس از اعمال نیرو، سر دچار شتاب چرخشی شده و رفتار گردن مشخص می‌شود. براساس پاسخ واقعی بدن انسان به ضربه، مدلی مناسب از گردن با طول

19. cantilever beam



18. Damping

طب توانبخشی

تصویر ۱. سه محور اصلی سر برای تعیین زوایای جهت‌گیری هنگام اصابت ضربه

مفصلی است. اگر $\beta \neq 0$ و $0 \leq \beta \leq \pi$ باشد طبق فرمول شماره ۳ زوایای اوایلر حاصل می‌شوند.

$$\beta = A \tan 2(\sqrt{r_{31}^2 + r_{32}^2}, r_{33})$$

$$3. \alpha = A \tan 2(r_{13} / s \beta, -r_{23} / s \beta)$$

$$\gamma = A \tan 2(r_{31} / s \beta, r_{32} / s \beta)$$

زوایای اوایلر مناسب حاصل شده برای جهت‌های مختلف به شرح زیر است:

در فرمول شماره ۴ خم کردن سر به طرفین یا چرخش حول محور X با زاویه θ (زاویه مثبت برای سمت راست و زاویه منفی برای سمت چپ):

$$4. R_X(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\theta & -s\theta \\ 0 & s\theta & c\theta \end{bmatrix}$$

$$\Rightarrow (\alpha, \beta, \gamma) = (0, \theta, 0)$$

در فرمول شماره ۵ خم کردن سر به قسمت قدامی و خلفی یا چرخش حول محور Y با زاویه ϕ (زاویه مثبت برای قسمت قدامی و زاویه منفی برای قسمت خلفی):

$$5. R_Y(\phi) = \begin{bmatrix} c\phi & 0 & s\phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\phi & 0 & c\phi \end{bmatrix}$$

$$\Rightarrow (\alpha, \beta, \gamma) = (-\pi/2, \phi, \pi/2)$$

در فرمول شمار ۶ چرخش حول محور X با زاویه θ و سپس چرخش حول محور Y با زاویه ϕ :

$$6. R = R_X(\theta) R_Y(\phi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\theta & -s\theta \\ 0 & s\theta & c\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\phi & 0 & s\phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\phi & 0 & c\phi \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c\phi & 0 & s\phi \\ s\theta s\phi & c\theta & -s\theta c\phi \\ -c\theta s\phi & s\theta & c\theta c\phi \end{bmatrix}$$

سپس، با استفاده از مدل موردنظر، یک ضربه مشت به قسمت جانبی سر در زوایای ۰، ۵، ۱۰ و ۱۵ درجه، در راستای جانبی و قدامی-خلفی اعمال شد و شتاب‌های خطی و چرخشی در هر زاویه به دست آمدند و با آستانه آسیب سر مقایسه شدند.

وسیله تعریف ویژگی‌ها در تماس دو سطح به نرم‌فزار داده شد. مشخصات هندسی سر به‌طور کامل در شبیه‌سازی رعایت و جرم آن به‌صورت گسترده در کل هندسه به‌صورت همگن توزیع شد. این مشخصات و همچنین خواص گردن شامل انعطاف‌پذیری معادل، ضریب میرایی و طول معادل آن مطابق با مطالعه بروشک و همکاران در نظر گرفته شد [۱۴]. ویژگی‌های مشت نیز برای مدل‌سازی با مطالعه والیلکو^{۲۰} و همکاران تطبیق داده شد [۱۵]. پس از تعیین ویژگی‌های مکانیکی اجزای سیستم (جدول شماره ۱)، محدودیت‌های حرکتی مجموعه ایجاد شد. دست در امتداد شانه با استفاده از فنر خطی^{۲۱} حرکت می‌کند که بر اساس روش‌های آزمایشگاهی در مطالعات قبلی در نظر گرفته شده است [۱۶، ۸]. بدین ترتیب این مدل پیشنهادی آماده استفاده در جهت‌گیرهای مختلف سر و گردن نسبت به بدن قرار گرفت.

برای به‌دست آوردن جهت‌گیری سر و گردن نیز ۳ محور اصلی که زوایای آن را نسبت به موقعیت مرجع تعیین می‌کند، در نظر گرفته شد (تصویر شماره ۱).

توالی اوایلر ZXZ برای دوران مجموعه سر و گردن استفاده شد. ابتدا به اندازه زاویه a حول محور Z، سپس به اندازه زاویه B حول محور X «و در نهایت به اندازه زاویه Y حول محور Z» دوران می‌کند تا به جهت‌گیری دلخواه در فضا برسد (فرمول شماره ۱). بیان موقعیت ضربه به‌صورت مختصات کاری (مختصات در دستگاه مرجع^{۲۲} ثابت) نیز امکان‌پذیر است. باید توجه داشت این مختصات برای هر هندسه سر و گردن، منحصر به فرد بوده و قابل تعمیم به دیگر هندسه‌های موجود نخواهد بود. این در حالی است که می‌توان فارغ از جزئیات هندسی سر و گردن هر فرد، تأثیر جهت‌گیری این مجموعه را با استفاده از زوایای و یا توالی دوران در مختصات مفصلی به سادگی بررسی کرد و تعمیم داد.

$$R_{ZX'Z'}(\alpha, \beta, \gamma) =$$

$$1. \begin{bmatrix} -s\alpha c\beta s\gamma + c\alpha c\gamma & -s\alpha c\beta c\gamma - c\alpha s\gamma & s\alpha s\beta \\ c\alpha c\beta s\gamma + s\alpha c\gamma & c\alpha c\beta c\gamma - s\alpha s\gamma & -c\alpha s\beta \\ s\beta s\gamma & s\beta c\gamma & c\beta \end{bmatrix}$$

اگر ماتریس دوران را به‌صورت فرمول شماره ۲ در نظر بگیریم.

$$2. R_{ZX'Z'}(\alpha, \beta, \gamma) = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}$$

با استفاده از سینماتیک معکوس^{۲۳} و مقایسه فرمول‌های شماره ۱ و ۲، زوایای دلخواه در فضای کاری قابل تبدیل به زوایای فضای

20. Walilko

21. K

22. Reference coordinate

23. Inverse Kinematics

جدول ۲. زوایای سینماتیک معکوس برای جهت‌گیرهای مختلف سر و گردن

θ درجه	θ درجه			
	۰	۵	۱۰	۱۵
۰	(۰، ۰)	(۰، ۵)	(۰، ۱۰)	(۰، ۱۵)
۵	(-۹۰، ۵۹۰)	(-۴۵، ۷۴۵)	(۱۵۴، ۱۱۰۵۳)	(-۱۶۱، ۱۶۰۱۶۲)
۱۰	(-۹۰، ۱۰۸۰)	(۱۱۷-، ۱۱۶، ۱۱-)	(-۴۵، ۱۴، ۴۵)	(۱۳۷، ۱۸، ۱۴۶)
۱۵	(-۹۰، ۱۵۸۰)	(۱۰۹، ۱۶، ۱۰۸)	(۱۲۴، ۱۸، ۲۳-)	(-۴۶، ۲۱، ۴۴-)
۲۰	(-۹۰، ۲۰۸۰)	(-۷۶، ۲۱، ۷۷)	(۱۱۷، ۲۲، ۱۱۶-)	(-۱۲۵، ۲۵، ۲۸)
۲۵	(-۹۰، ۲۵۸۰)	(-۷۸، ۲۶، ۷۹)	(-۶۷، ۲۷، ۷۰)	(۱۲۲، ۲۹، ۱۲۰)

طب توانبخش

است، برای آستانه آسیب، منحنی توسط دانشگاه وین استیت^{۲۵} تحت عنوان منحنی تحمل وین استیت^{۲۶} [۱۷] ایجاد شد. این منحنی نشان‌دهنده رابطه بین مدت زما ت شتاب‌گیری و شتاب تولید شده در سر است. اگر ترکیب آن‌ها بالای منحنی قرار بگیرد، فراتر از آستانه تحمل انسانی است. اما قرار گرفتن ترکیب شتاب و مدت زمان شتاب‌گیری در پایین منحنی در تحمل آستانه انسانی می‌باشد. با مقایسه میانگین شتاب خطی سر و مدت زمان شتاب‌گیری آن با منحنی تحمل وین استیت می‌توان اظهار کرد شتاب خطی تولید شده در سر پایین‌تر از آستانه آسیب می‌باشد (تصویر شماره ۲). مقایسه شتاب چرخشی با مقدار آستانه شتاب چرخشی سر ($180 \frac{rad}{s^2}$ ، تکان مغزی^{۲۷}) [۱۷]، نشان داد شتاب چرخشی تولید شده بالاتر از آستانه آسیب است.

تصویر شماره ۳ نشان می‌دهد تغییرات اندازه شتاب خطی و مؤلفه‌های آن در جهت‌گیری‌های مختلف سر و گردن در صفحه ساجیتال یکسان است. همچنین تصویر شماره ۴ نشان می‌دهد تغییرات اندازه شتاب چرخشی در جهت‌گیری‌های مختلف سر و گردن در صفحه ساجیتال یکسان است. مؤلفه شتاب چرخشی r_x نیز با افزایش زاویه ϕ با کاهش اندکی همراه است (در زاویه ۱۵ درجه با کاهش ۶/۱۵ درصد) (جدول شماره ۳). مؤلفه شتاب چرخشی r_z با افزایش زاویه ϕ افزایش یافته‌است (در زاویه ۱۵ درجه ۶۲۸/۸۵ درصد) (جدول شماره ۳). مؤلفه شتاب r_x با تغییر جهت‌گیری سر و گردن تقریباً ثابت باقی مانده است.

r_x ، r_y ، r_z و r_{max} به ترتیب اندازه شتاب چرخشی، شتاب چرخشی حول محور قدامی خلفی، شتاب چرخشی حول محور جانبی و شتاب چرخشی حول محور گردن را نشان می‌دهد. واحد شتاب‌ها بر حسب rad/s^2 می‌باشد. ϕ زوایای حرکتی در صفحه ساجیتال و θ مربوط به زوایای حرکتی در صفحه فرونتال می‌باشد.

یافته‌ها

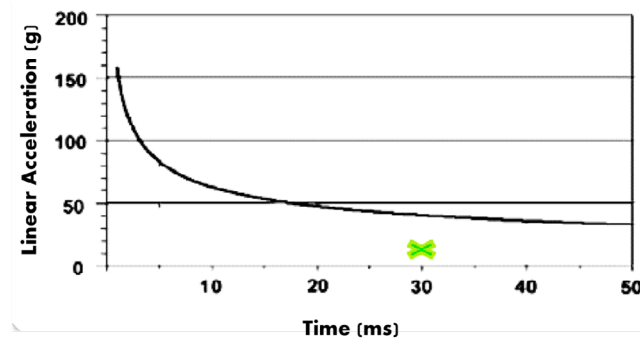
نتایج حاصل از سینماتیک معکوس برای تعیین زوایای حرکتی سر و گردن

زوایای θ مربوط به زوایای حرکتی در صفحه فرونتال می‌باشد. به عبارتی چرخش حول محور X اتفاق افتاده است و سر به طرفین خم می‌شود. همچنین ϕ زوایای حرکتی در صفحه ساجیتال را نشان می‌دهد. چرخش حول محور Y ایجاد می‌شود. در این صفحه زوایای حرکتی در حرکت فلکشن-اکستنشن گردن مورد بررسی قرار می‌گیرد (جدول شماره ۲)

نتایج حاصل از ضربه مشت بوکس در جهت‌گیری‌های مختلف سر و گردن

تصاویر شماره ۳ و ۴، جهت‌گیری سر و گردن در صفحه ساجیتال را نشان می‌دهد. علاوه بر این، تصاویر شماره ۵ و ۶ جهت‌گیری سر و گردن در صفحه فرونتال را نشان می‌دهد. r_{max} و a_{max} به ترتیب اندازه‌های شتاب‌های چرخشی و خطی را نشان می‌دهند. علاوه بر این r_x ، a_x ، r_y ، a_y و r_z به ترتیب مؤلفه شتاب خطی در راستای محور X، مؤلفه شتاب چرخشی حول محور قدامی خلفی، مؤلفه شتاب خطی در راستای محور Y، مؤلفه شتاب چرخشی حول محور جانبی، مؤلفه شتاب خطی در راستای محور Z و مؤلفه شتاب چرخشی حول محور گردن را نشان می‌دهد. در این مطالعه، حداکثر شتاب خطی و میانگین شتاب خطی در حالت مرجع (وضعیت آناتومیکی گردن)، به ترتیب ۷۵ جی^{۲۴} و ۲۰ جی به دست آمد. مدت زمان کل شتاب‌گیری سر، ۳۰ هزارم ثانیه محاسبه شد. شتاب چرخشی نیز $4036 \frac{rad}{s^2}$ به دست آمد. در نتیجه تعداد زیادی از آزمون‌های انجام شده بر روی اجساد که تمرکز آن‌ها بر روی شتاب سر بوده

25. Wayne State
26. Wayne State Tolerance Curv (WSTC)
27. Concussion



تصویر ۲. مقایسه شتاب خطی تولید شده در سر با منحنی آستانه تحمل وین استیت

طب توانبخشی

چرخشی افزایش یافته است. در سمت راست نمودار تقریباً روند کاهشی را طی می‌کند.

بحث

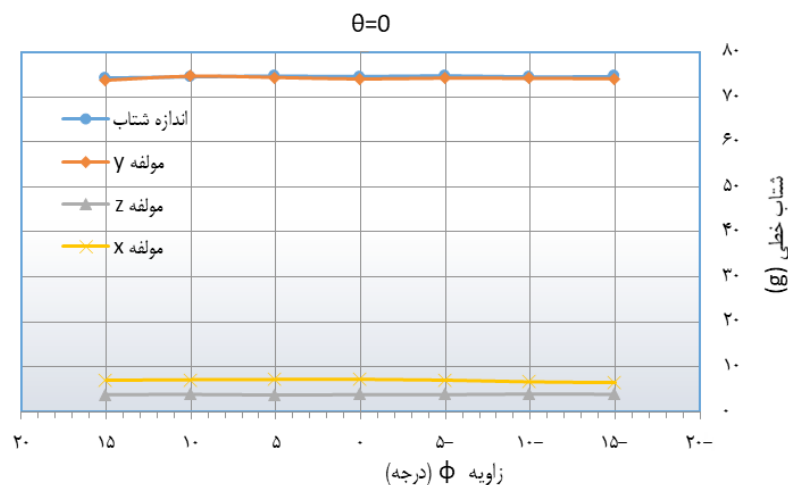
نتایج نشان داد شتاب خطی و چرخشی بیشینه در حالت مرجع به ترتیب ۷۵ جی و $40.36 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2}$ می‌باشد. تغییرات زاویه ϕ تأثیری بر اندازه شتاب‌های خطی و چرخشی در صفحه ساجیتال نداشت، در حالی که افزایش زاویه θ سبب کاهش در اندازه شتاب‌های خطی و چرخشی شده است. به عبارتی زمانی که ضربه مشت بوکس در زوایای مختلف، در حالت فلکشن-اکستنشن گردن، به سر برخورد می‌کند، در تمامی جهت‌گیری‌ها مقدار شتاب ثابت باقی مانده است. با افزایش زاویه در حالت خم شدن گردن به طرفین، اندازه شتاب خطی به مقدار ۳ درصد و شتاب چرخشی ۵ درصد کاهش یافته است. هر چند این مقادیر بسیار ناچیز است، اما احتمالاً می‌تواند در درجه مقیاس آسیب^{۲۸} سر تغییر ایجاد کند. در دسته‌بندی آسیب‌های سر، زمانی که سر در معرض شتاب چرخشی $3900 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2}$ قرار می‌گیرد [۱۸]، منجر به از بین رفتن

تصویر شماره ۵ نشان می‌دهد a_{max} مؤلفه اصلی شتاب (a_y) ، در صفحه فرونتال با افزایش زاویه θ ، کاهش پیدا کرده است. همچنین مؤلفه شتاب a_z با افزایش زاویه θ در هر دو طرف گردن به صورت تقریباً متقارنی یک روند افزایشی را نشان می‌دهد (در زاویه ۱۵ درجه، $441/84$) (جدول شماره ۴). همچنین برای مؤلفه a_x عدم تقارن در دو طرف گردن ملاحظه می‌شود به گونه‌ای که در سمت چپ نمودار با افزایش زاویه θ شتاب خطی افزایش و در سمت راست کاهش یافته است (تصویر شماره ۵).

a_{max} ، a_x ، a_y و a_z به ترتیب اندازه شتاب خطی، شتاب خطی در راستای محور x ، شتاب خطی در راستای محور y و شتاب خطی در راستای محور z را نشان می‌دهد. واحد شتاب‌ها برحسب $9/8 =$ جی می‌باشد. ϕ زاویای حرکتی در صفحه ساجیتال و θ مربوط به زاویای حرکتی در صفحه فرونتال می‌باشد.

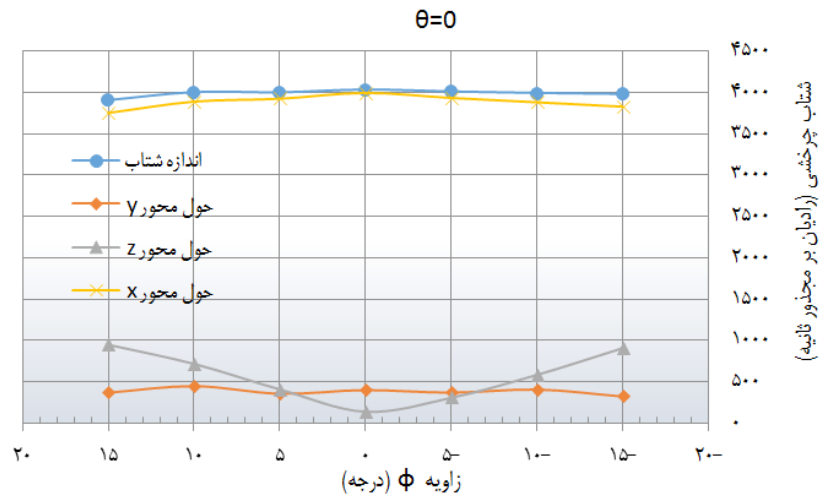
تصویر شماره ۶ نشان می‌دهد مقدار r_{max} و r_x با افزایش زاویه θ روند کاهشی دارد. برای مؤلفه شتاب r_z روند سمت راست نمودار تقریباً افزایشی و روند سمت چپ آن تقریباً کاهشی می‌باشد. برای مؤلفه r_y عدم تقارن در دو طرف گردن ملاحظه می‌شود. به گونه‌ای که در سمت چپ نمودار با افزایش زاویه θ ، شتاب

28. Abbreviated Injury Scale (AIS)



تصویر ۳. منحنی شتاب خطی سر بر حسب تغییر زاویه ϕ ناشی از ضربه مشت مستقیم در بوکس

طب توانبخشی



تصویر ۴. منحنی شتاب چرخشی سر بر حسب تغییر زاویه‌ی ϕ ناشی از ضربه مشت مستقیم در بوکس

طب توانبخش

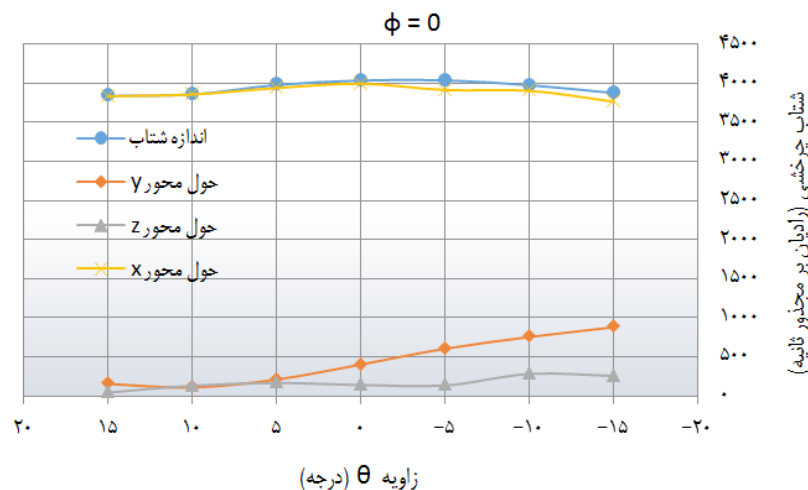
متصل به سر با راستای نیروی F ، نیرو را به دو مؤلفه عمودی f_n و مماسی f_t با زاویه‌ی θ تجزیه می‌کند. f_n تولید شتاب کرده، در حالی که f_t توسط عضلات گردن تحمل می‌شود. با افزایش زاویه‌ی θ مؤلفه f_n کاهش و مؤلفه f_t افزایش می‌یابد. بنابراین علاوه بر کاهش مؤلفه عمودی نیرو، افزایش مقاومت عضلات گردن با افزایش زاویه جهت‌گیری در صفحه فرونتال نیز دلیل کاهش شتاب خطی در حرکت جانبی گردن است. گشتاور چرخشی که تابع مؤلفه‌های نیرو می‌باشد، به همان نسبت کاهش می‌یابد. در نتیجه، می‌توان گفت دلیل عمده‌ی کاهش شتاب چرخشی در صفحه فرونتال تغییرات مؤلفه‌های گشتاور با تغییر زاویه‌ی جهت‌گیری θ است.

در میان مؤلفه‌های شتاب، بیشترین افزایش در مؤلفه r_z و در صفحه ساجیتال از $155 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2}$ به $1155 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2}$ است. این مقدار کمتر از آستانه آسیب سر می‌باشد، اما نرخ افزایش سریع این

بافت مغز و خونریزی در سخت‌شامه یا زیر سخت‌شامه می‌شود که این نوع آسیب‌ها براساس طبقه‌بندی لفورت^[۱۹] در درجه ۴ آسیب قرار دارند [۲۰]. با کاهش ۵ درصدی شتاب چرخشی، این احتمال وجود دارد که مقدار آن پایین‌تر از آستانه آسیب‌های درجه ۴ قرار گیرد. احتمالاً با افزایش جهت‌گیری سر و گردن بوکسورها در صفحه فرونتال از مقدار شتاب چرخشی سر کاسته خواهد شد. طبق گزارش سالیوان و همکاران، آسیب آکسون مغز با درجه حرکات صفحه فرونتال متناسب می‌باشد. همچنین در تحقیقی دیگر نشان داده شد بین حرکات صفحه فرونتال و آسیب‌های شدید مغزی ارتباط وجود دارد [۱۲].

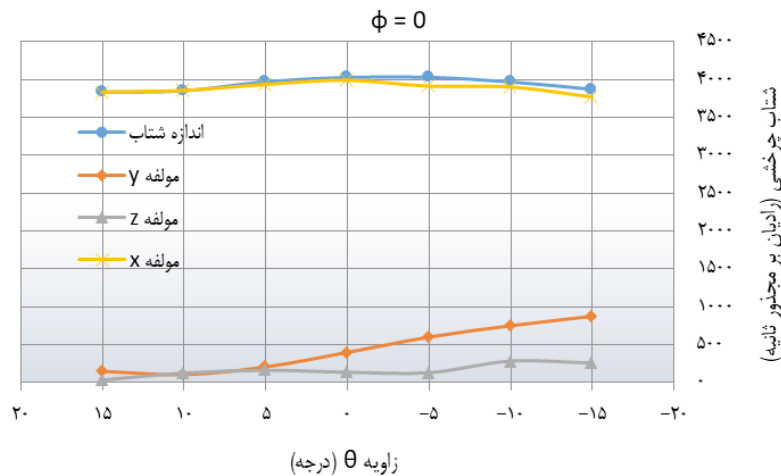
همان‌طور که در تصویر شماره ۷ مشاهده می‌شود، وقتی سر به طرفین خم می‌شود تغییر زاویه‌ی محور Y دستگاه مختصات

29. LeFort



تصویر ۵. منحنی شتاب خطی سر بر حسب تغییر زاویه‌ی θ ناشی از ضربه مشت مستقیم در بوکس

طب توانبخش



طب توانبخش

تصویر ۶. منحنی شتاب چرخشی سر بر حسب تغییر زاویه θ ناشی از ضربه مشت مستقیم در بوکس

شتاب خطی توسط عضلات گردن باشد و هر چقدر قدرت عضلات گردن بیشتر باشد، مقاومت آن در برابر نیروی ضربه و شتاب خطی حاصل در سر بیشتر است [۱۱]. در واقع، شتاب خطی زمانی حاصل می‌شود که نیروی مقاوم یا نیروی گردن کمتر از نیروی مشت باشد. البته، واکنشی که گردن در برابر نیروی ضربه نشان می‌دهد، می‌تواند باعث انتقال ایمپالس از گردن به مغز شود. شتاب خطی پیش‌بینی‌کننده شکستگی جمجمه و ساب‌دورال هماتوم^{۳۱} (خونریزی زیر سخت شامه) است. در حالی که شتاب چرخشی با تکان مغزی و دی‌ای‌ای^{۳۲} مرتبط می‌باشد. بنابراین، مقاومت گردن می‌تواند سر را در برابر شکستگی‌های جمجمه محافظت کند، اما از طرف دیگر خود می‌تواند باعث چرخش سر و انتقال اندازه حرکت به مغز شود. همچنین، ساختار و ویژگی‌های فیزیکی بافت مغز به گونه‌ای است که در برابر نیروهایی که به

مؤلفه نشانگر این است که با افزایش اندک زاویه ϕ (بیشتر از ۱۵ درجه)، این مقدار احتمالاً به بالاتر از آستانه آسیب خواهد رسید. والش^{۳۰} و همکاران دریافتند تغییرات زوایای بردار وارد شده به سر، مؤلفه‌های شتاب را تغییر می‌دهد، آن‌ها به این نتیجه رسیدند که تنها مقادیر شتاب به‌دست آمده نمی‌تواند به‌طور کامل پاسخ دینامیکی سر را توصیف کند [۲۱]. می‌توان گفت علاوه بر اندازه شتاب، احتمالاً مؤلفه‌های آن نیز در شدت آسیب سر تأثیرگذار هستند. برای رسیدن به نتایجی دقیق‌تر نیاز به تحقیقات بیشتری در این زمینه است.

طبق نتایج به‌دست آمده از تحقیق حاضر و آستانه تحمل آسیب سر، شتاب چرخشی در جهت‌گیری‌های مختلف سر و گردن می‌تواند باعث آسیب سر بوکسورها شود. در حالی که شتاب خطی نقش چندانی در آسیب ندارد. شاید علت این امر، مهار

31. Subdural Hematoma
32. Diffuse Axonal Injury (DAI)

30. Walsh

جدول ۳. درصد تغییرات شتاب چرخشی نسبت به حالت مرجع با تغییرات جهت‌گیری در صفحه ساجیتال و فرونتال

درجه چرخش	۵°	۱۰°	۱۵°	-۵°	-۱۰°	-۱۵°
r_{max}	-۱۳۹	-۴/۴	-۴/۸۸	۰/۰۶۲	-۱/۴۷	-۳/۹۴
r_x	۱/۶۲	-۱/۳۷	-۱/۹۴	۲/۰۷۵	-۰/۱۶	-۳/۶۸
r_y	-۴۷/۴۱	-۷۲/۹۵	-۶۱/۷۱	۵۰/۲۸	۸۷/۵۵	۱۱۸/۳۴
r_z	-۵۲/۷۴	-۵/۹۶	-۶۹/۶۵	-۷۵/۵۵	۳۰/۰۵	۸۳/۲۳
r_{max}	-۱/۴۴	-۱/۶۶	-۳/۱۶	-۰/۵۶	-۱/۰۰	-۱/۳۲
r_x	-۱/۷۶	-۲/۶۴	-۶/۰۴	-۱/۵۴	-۲/۸۷	-۴/۱۸
r_y	-۱۰/۷۷	-۸/۵۶	-۷/۶۱	-۷/۵۴	۱/۷۷	-۱۹/۲۲
r_z	۴۱۳/۶۹	۴۱۳/۶۹	۶۲۸/۸۵	۱۲۱/۰۲	-۱۹/۲۲	۶۱۷/۳۱

طب توانبخش

جدول ۴. درصد تغییرات شتاب خطی نسبت به حالت مرجع با تغییرات جهت گیری در صفحه ساجیتال و فرونتال

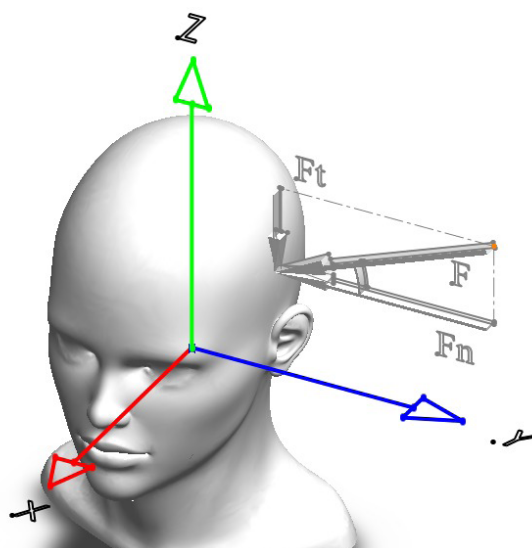
درجه چرخش	۵°	۱۰°	۱۵°	-۵°	-۱۰°	-۱۵°
a_{max}	۰/۹۱	-۲/۴۵	-۳/۶۴	-۰/۹۸	-۱/۵۸	-۲/۹۷
a_x	-۳۴/۳۲	-۵۹/۳۹	-۵۵/۸۱	۴۶/۴۲	۹۳/۴۸	۱۳۹/۴۱
a_y	-۱/۲۲	-۴/۰۶	-۷/۴۸	-۱/۹۷	-۴/۶۰	-۸/۸۵
a_z	۱۰۵/۳۹	۲۷۴/۶۸	۳۴۱/۸۴	۶۳/۸۰	۶۳/۸۰	۳۹۸/۰۰
a_{max}	۰/۱۸	-۰/۱۱	-۰/۵۱	۰/۳۷	-۰/۱۳	-۰/۰۲
a_x	-۰/۸۱	-۱/۵۲	-۲/۷۳	-۲/۵۶	-۷/۱۳	-۹/۱۲
a_y	۰/۵۱	۰/۹۳۱	-۰/۴۱	۰/۳۱	۰/۲۰	۰/۱۰
a_z	-۲/۳۴	۱/۵۶۲	-۰/۳۹	-۰/۰۷	۳/۷۶	۱/۹۳

طب توانبخش

است حتی چندین سال طول بکشد. آسیب‌های مغزی که در حوزه ورزش اتفاق می‌افتد، می‌تواند باعث دور شدن ورزشکار از میادین ورزشی و حتی پایان عمر قهرمانی او تلقی شود. بنابراین، پیشگیری از این نوع آسیب‌ها امری حیاتی محسوب می‌شود. ورزشکاران، مربیان و متخصصان این حوزه باید توجه زیادی به آن داشته باشند. یکی از راه‌های پیشگیری از آسیب‌های وارد به سر، تقویت حس عمقی عضلات گردن می‌باشد. حس عمقی بخشی از سیستم حس پیکری است. یکی از مهمترین گیرنده‌های حس پیکری، دوک عضلانی می‌باشد و ناحیه گردن با داشتن تراکم بالای دوک عضلانی، نقش مهمی در فراهم کردن این حس دارد. در ورزش‌های رزمی و برخوردی، ضربه‌های زیادی به ناحیه‌ی سر و گردن وارد می‌شود. بنابراین ممکن است با تکرار این ورزش‌ها، حس عمقی این ناحیه دچار اختلال شود و نتواند اطلاعات لازم هنگام اصابت ضربه به سر را به خوبی فراهم آورد [۲۲].

صورت مستقیم و خطی (نیروهای فشاری و کششی) به آن وارد می‌شود، مقاومت بسیار بالاتری نشان می‌دهد. آستانه تحمل آسیب شتاب خطی بیشتر است، اما به دلیل مقاومت کمتر لایه‌های بافت مغز در برابر نیروهای برشی، آستانه تحمل آسیب سر در برابر شتاب چرخشی به صورت محسوسی پایین‌تر می‌باشد که این امر منجر به چرخش و ایجاد برش در بافت مغز می‌شود [۱۱]. باید توجه داشت مکانسیم آسیب مغزی در هر رشته ورزشی متفاوت است. شناسایی پارامترهای بیومکانیکی مرتبط با آسیب مغزی و همچنین عوامل تأثیرگذار بر آن از نظر بالینی اهمیت بسیاری دارد؛ زیرا با تشخیص متغیر آسیب و مکانسیم آن می‌توان میزان شدت آسیب و عوامل خطرزای مرتبط با آن را پیش‌بینی کرد و برای توانبخشی راهکارهای مرتبط با آن را اجرا کرد.

توانبخشی در آسیب‌های مغزی با توجه به نوع و شدت آسیب‌ها در افراد، متفاوت است و مدت آن در برخی ممکن



طب توانبخش

تصویر ۷. مؤلفه‌های بردارهای نیروی وارد بر سر

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این مقاله از نوع فراتحلیل است و نمونه انسانی و حیوانی نداشته است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از طرح پسادکتری خانم دکتر ندا بروشک با شماره طرح ۹۷۰۱۳۳۱۶ با راهنمایی آقای دکتر مصطفی رستمی در صندوق حمایت از پژوهشگران و فناوران کشور است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت داشته‌اند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

این مقاله مورد حمایت مادی و معنوی صندوق حمایت از پژوهشگران و فناوران کشور قرار گرفته است و به همین دلیل از آن سازمان تشکر و قدردانی می‌شود.

در نتیجه، احتمال آسیب سر در ورزشکاران افزایش می‌یابد. با تأکید بر برنامه‌های تمرینی منظم عضلات گردنی، می‌توان حس عمقی آن‌ها را بهبود بخشید و احتمال خطر ضربه مغزی در بوکسورها را کاهش داد. همچنین روش‌های پیشگیری و کاهش خطر آسیب سر به وسیله روسون^{۳۳} این گونه شرح داده شده است: «ورزشکارانی که در معرض برخورد ضربه به سر قرار دارند می‌توانند از طریق کشش عضلات گردن خود و تکنیک‌های دفع ضربه از خود محافظت کنند» [۲۳].

افزایش در انطباق‌پذیری گردن (کاهش سختی^{۳۴})، شتاب خطی را کاهش و شتاب چرخشی را افزایش می‌دهد، در حالی که کاهش در انطباق‌پذیری گردن، موجب افزایش شتاب خطی و کاهش شتاب چرخشی می‌شود [۲۳]. ویژگی مکانیکی انطباق توسط عضلات گردن در ۶ درجه آزادی در جهت‌گیری‌ها و مکان‌های مختلف ضربه فراهم شده است که بر پاسخ دینامیکی در تمام صفحات آناتومیک تأثیر می‌گذارد [۲۴]. با این وجود میزان مشارکت گردن در پاسخ به یک ضربه در جهت‌گیری‌های مختلف سر و گردن هنوز ناشناخته مانده است. بنابراین، برای درک بهتر این موضوع علاوه بر مدل سر و گردن نیاز به استفاده از مدل مناسبی از عضلات گردن می‌باشد که پیشنهاد می‌شود در تحقیقات بعدی بررسی شود.

یکی از مهم‌ترین پیام‌های اصلی برای پیشگیری از آسیب‌های مغزی، بهبود مراقبت‌های پزشکی است. تشخیص زود هنگام ضربه مغزی توسط پزشک مسابقات و اقدامات فوری لازم پس از وقوع حادثه، می‌تواند نقش مهمی در جلوگیری از بروز آسیب‌های ثانویه داشته باشد. استفاده از کلاه‌های ایمنی مناسب با قابلیت طراحی کاهش پارامترهای مهم و خطرزای آسیب سر و عوامل مؤثر بر آن‌ها، می‌تواند به‌طور چشمگیری در کاهش میزان آسیب‌های سر مؤثر باشد. در حال حاضر، جهت‌گیری سر و گردن در هنگام ضربه، در ارزیابی عملکرد کلاه ایمنی در نظر گرفته نشده است. با توجه به نتایج این مطالعه، به نظر می‌رسد تدوین چنین پروتکل‌هایی برای ارزیابی دقیق‌تر کلاه ایمنی مورد نیاز است.

نتیجه‌گیری

نتایج این تحقیق حاکی از آن است که جهت‌گیری سر و گردن هنگام ضربه، بر پاسخ دینامیکی سر تأثیر می‌گذارد. به‌طور کلی، با افزایش زاویه جهت‌گیری سر و گردن در صفحه فرونتال اندازه شتاب کاهش یافت. در حالی که، زاویه جهت‌گیری سر و گردن بر اندازه شتاب در صفحه ساجیتال اثر قابل مشاهده‌ای نداشته است. به‌طور کلی نتایج نشان داد تنها شتاب چرخشی باعث آسیب دیدگی مغز در بوکسورها می‌شود که شدت آن با افزایش زاویه‌ی جهت‌گیری سر و گردن احتمالاً کاهش می‌یابد.

33. Rowson
34. Stiffness

References

- [1] Junge A, Langevoort G, Pipe A, Peytavin A, Wong F, Mountjoy M, et al. Injuries in team sport tournaments during the 2004 Olympic Games. *The American Journal of Sports Medicine*. 2006; 34(4):565-76. [DOI:10.1177/0363546505281807] [PMID]
- [2] Queen RM, Weinhold PS, Kirkendall DT, Yu B. Theoretical study of the effect of ball properties on impact force in soccer heading. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2003; 35(12):2069-76. [DOI:10.1249/01.MSS.0000099081.20125.A5] [PMID]
- [3] Zazryn TR, Finch CF, McCrory P. A 16year study of injuries to professional boxers in the state of Victoria Australia. *British Journal of Sports Medicine*. 2003; 37(4):321-4. [PMID]
- [4] Fife GP, O'Sullivan D, Pieter W. Biomechanics of head injury in olympic taekwondo and boxing. *Biology of Sport*. 2013; 30(4):263-8. [PMID] [PMCID]
- [5] Gurdjian ES, Webster JE, Lissner HR. Observations on the mechanism of brain concussion, contusion, and laceration. *Surgery, Gynecology & Obstetrics*. 1955; 101(6):680-90. [PMID]
- [6] McKee AC, Gavett BE, Stern RA, Nowinski CJ, Cantu RC, Kowall NW, et al. TDP-43 proteinopathy and motor neuron disease in chronic traumatic encephalopathy. *Journal of Neuropathology and Experimental Neurology*. 2010; 69(9):918-29. [DOI:10.1097/NEN.0b013e3181ee7d85] [PMID] [PMCID]
- [7] Boroushak N, Eslami M, Daneshmandy H. [The effect of the linear and rotational acceleration of the head on prediction of brain damage in taekwondo (Persian)]. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*. 2017; 13(4):179-86. [DOI:10.22122/jrrs.v13i4.2937]
- [8] O'Sullivan DM, Fife GP. Impact attenuation of protective boxing and taekwondo headgear. *European Journal of Sport Science*. 2016; 16(8):19-25. [PMID]
- [9] McIntosh AS, Patton DA. The impact performance of headguards for combat sports. *British Journal of Sports Medicine*. 2015; 49(17):1113-7. [DOI:10.1136/bjsports-2015-095093] [PMID]
- [10] Fife G. An analysis of forces acting on the head from the taekwondo turning kick [PhD. dissertation]. Newark: University of Delaware; 2010. <http://udspace.udel.edu/handle/19716/9779>
- [11] Schmitt KU, Niederer PF, Muser MH, Walz F. Trauma biomechanics: Accidental injury in traffic and sports. Berlin: Springer Berlin Heidelberg. https://www.google.com/books/edition/Trauma_Biomechanics/HeXL_hGXyBSc?hl=en&gbpv=0
- [12] Sullivan S, Friess SH, Ralston J, Smith C, Probert KJ, Rapp PE, et al. Behavioral deficits and axonal injury persistence after rotational head injury are direction dependent. *Journal of Neurotrauma*. 2013; 30(7):538-45. [DOI:10.1089/neu.2012.2594] [PMID] [PMCID]
- [13] Post A, Hoshizaki TB, Gilchrist MD, Brien S, Cusimano M, Marshall S. Traumatic brain injuries: The influence of the direction of impact. *Neurosurgery*. 2015; 76(3):81-91. [DOI:10.1227/NEU.0000000000000554] [PMID]
- [14] Boroushak N, Eslami M, Kazemi M, Daneshmandy H, Johnson JA. The dynamic response of the taekwondo roundhouse kick to head using computer simulation. *Ido Movement for Culture. Journal of Martial Arts Anthropology*. 2018; 18(2):54-60. <http://cejsh.icm.edu.pl/cejsh/element/bwmeta1.element.desklight-0a1f3eb3-3b1e-4f01-a4a2-e177a0492084>
- [15] Walilko TJ, Viano DC, Bir CA. Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face. *British Journal of Sports Medicine*. 2005; 39(10):710-9. [DOI:10.1136/bjsm.2004.014126] [PMID] [PMCID]
- [16] Tsui F, Pain TG. Utilizing human performance criteria and computer simulation to design a martial arts kicking robot with increased biofidelity. *Journal of Sports Engineering and Technology*. 2012; 226(3-4):244-52. [DOI:10.1177/1754337112439275]
- [17] Krabbel G. [Ein rechnerisches schädel-hirn-modell zur untersuchung dynamischer belastungen des kopfes (Germany)] [PhD Dissertation]. Berlin: Technische Universität Berlin; 1997. <https://trid.trb.org/view/990563>
- [18] Gurdjian ES, Roberts VL, Thomas LM. Tolerance curves of acceleration and intracranial pressure and protective index in experimental head injury. *The Journal of Trauma*. 1966; 6(5):600-4. [DOI:10.1097/00005373-196609000-00005] [PMID]
- [19] Gennarelli TA, Wodzin E. AIS 2005: A contemporary injury scale. *Injury*. 2006; 37(12):1083-91. [DOI:10.1016/j.injury.2006.07.009]
- [20] Ommaya AK, Goldsmith W, Thibault L. Biomechanics and neuropathology of adult and paediatric head injury. *British Journal of Neurosurgery*. 2002; 16(3):220-42. [PMID]
- [21] Walsh ES, P. Rousseau P, Hoshizaki TB. The influence of impact location and angle on the dynamic impact response of a Hybrid III head form. *Sports Engineering*. 2010; 13(3):135-43. [DOI:10.1007/s12283-011-0060-9]
- [22] Yadollahi M, Ahmadi A, Sarafzadeh J, Maarufi N, Rajabi R, Mousavi S, et al. [Comparison of craniocervical region repositioning error between wrestlers, taekwondo players and non-athlete subjects (Persian)]. *Journal of Modern Rehabilitation*. 2016; 9(5):21-9. <http://mrj.tums.ac.ir/article-1-5380-en.html>
- [23] Rowson S, Duma SM, Beckwith JG, Chu JJ, Greenwald RM, Crisco JJ, et al. Rotational head kinematics in football impacts: An injury risk function for concussion. *Annals of Biomedical Engineering*. 2012; 40(1):1-13. [DOI:10.1007/s10439-011-0392-4] [PMID]
- [24] Zhang L, Yang KH, King AI. A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2004; 126(2):226-36. [DOI:10.1115/1.1691446] [PMID]