



Original Article

Investigating and Analyzing the Risk Factors of Brain Damage in a Straight Boxing Punch

Neda Boroushak 

1. Sports Biomechanics, Institute of Physical Education and Sports Sciences, Iran, Tehran

Received: 19/06/2023, Revised: 25/09/2023, Accepted: 04/12/2023

* Corresponding Author: Neda Boroushak, E-mail: n.boroushak@ssrc.ac.ir

How to Cite: Boroushak, N. (2024). Investigating and Analyzing the Risk Factors of Brain Damage in a Straight Boxing Punch. *Sport Medicine Studies*, 16(40), 61-80. In Persian.

Extended Abstract

Background and Purpose

Brain injury is a complex pathophysiological process resulting from severe biomechanical impacts to the head, neck, or face, leading to neurological dysfunction and potentially long-term cognitive and physical impairments. In contact sports such as boxing, athletes are frequently exposed to repeated blows, which significantly increase the risk of brain injuries, including concussions and more severe traumatic brain injuries (TBI). Understanding the biomechanical factors that contribute to brain injury is crucial for developing effective injury prevention strategies and designing protective equipment such as helmets.

The primary mechanical causes of brain injury are linear and rotational accelerations of the head. Linear acceleration refers to the straight-line movement of the head, while rotational acceleration involves angular movement around an axis. Both types of acceleration can cause different injury mechanisms within the brain tissue, including diffuse axonal injury and vascular damage. During combat sports, athletes often instinctively alter their head and neck positions to mitigate or evade impacts. These positional changes can influence the magnitude and direction of linear and rotational accelerations experienced by the brain, thereby affecting injury risk.

This study aimed to investigate the effects of linear and rotational accelerations, as well as head-neck orientation, on brain injury risk in boxing. Specifically, it sought to quantify how different head and neck angles during impact influence the magnitude of accelerations and their components, and to compare these values against established injury thresholds.

Materials and Methods

A computer simulation approach was employed using Adams software (version 2013, MSC Software, California, USA) to model the biomechanical interactions of the head, neck, and punch during boxing impacts. The head and neck were modeled as rigid bodies connected by joints with defined biomechanical properties, and the punch was simulated as an external force applied at various angles.



Head and neck orientations were determined using inverse kinematics and Euler ZYZ angles, which allowed precise control over the three-dimensional positioning of the head relative to the neck. Punches were simulated at lateral and anterior-posterior angles of 0°, 5°, 10°, and 15°, representing realistic variations in impact direction during a boxing match.

For each simulated punch, linear and rotational accelerations of the head were measured. Linear acceleration components (a_x , a_y , a_z) corresponded to movements along the x, y, and z axes, while rotational acceleration components (r_x , r_y , r_z) corresponded to angular accelerations about these axes. Data were collected for each head-neck orientation and compared to known injury thresholds from the literature.

Results

The simulation results revealed several important trends in how head and neck orientation affects acceleration magnitudes:

Linear Acceleration: The maximum linear acceleration (a_{max}) and its primary component in the frontal plane (a_y) decreased with increasing neck angle θ . Conversely, the a_z component showed a symmetrical increase on both sides of the neck with increasing θ , reaching values of approximately 441.84 m/s² at 15°. The a_x component exhibited asymmetry: on the left side of the neck, a_x increased with θ , while on the right side it decreased. These asymmetries highlight the complex biomechanical behavior of the neck and head during impacts.

Rotational Acceleration: The rotational acceleration component r_z increased significantly with increasing head flexion angle ϕ , rising from 155 rad/s² to 1155 rad/s² at 15°. This rapid increase, although still below established injury thresholds, suggests that small changes in head flexion can substantially raise brain injury risk. The r_x component showed a slight decrease (6.15%) at 15°, while r_y remained relatively constant regardless of turning direction. Notably, the r_z component exhibited opposite trends on the left and right sides of the neck, increasing on the right and decreasing on the left.

Symmetry and Asymmetry:

The study found both symmetrical and asymmetrical patterns in acceleration components depending on the side of the neck and the angle of head flexion or rotation. These findings underscore the importance of considering individual biomechanical variability when assessing brain injury risk.

Injury Thresholds:

Peak rotational accelerations reached 4036 rad/s², with average rotational accelerations around 1140 rad/s². Prior research indicates that rotational accelerations exceeding 4500 rad/s² can cause cerebral vein rupture, while 1800 rad/s² is associated with a 50% risk of concussion. Although the measured values in this study were below these thresholds, the increasing trend in r_z with head flexion angle suggests that even slight increases in angle could push accelerations into dangerous ranges during repeated impacts.

Linear Acceleration and Injury Risk:

The maximum linear acceleration measured did not, by itself, indicate a serious immediate risk for brain injury. However, the study notes that repeated exposure to such accelerations may reduce brain tissue tolerance due to cumulative stretching and strain, potentially increasing injury risk over time.

Discussion

This study highlights the critical role of rotational acceleration, particularly the r_z component in the sagittal plane, as a biomechanical risk factor for brain injury in boxing. The findings suggest that head

and neck orientation during impacts significantly modulates the magnitude and direction of these accelerations, which may influence injury severity.

The asymmetrical behavior of acceleration components emphasizes the need for individualized assessment in injury prevention and protective equipment design. For example, training athletes to maintain optimal head and neck positions during combat may mitigate harmful accelerations.

The rapid increase in rotational acceleration with small changes in head flexion angle underscores the importance of neck strength and control in reducing brain injury risk. Conditioning programs focusing on neck musculature could enhance athletes' ability to stabilize the head during impacts.

Given that linear accelerations alone did not reach injury thresholds, but rotational accelerations approached critical levels, protective strategies should prioritize reducing rotational forces. Helmet design and rule modifications in boxing could focus on minimizing rotational acceleration transmission.

Conclusion

The research concludes that rotational acceleration and head-neck orientation in the sagittal plane are significant biomechanical risk factors for brain injury in boxing athletes. While linear acceleration did not reach levels associated with immediate injury, the cumulative effect of repeated impacts and the increase in rotational acceleration components, especially r_z , pose a substantial risk.

These findings have important implications for injury prevention, athlete training, and equipment design. Educating athletes about optimal head and neck positioning, enhancing neck strength, and developing protective gear that attenuates rotational forces could reduce the incidence and severity of brain injuries in boxing.

Future studies should incorporate more complex, multi-impact simulations and consider individual anatomical variability to better understand cumulative brain injury mechanisms in combat sports.

Keywords: Boxing, Brain Injury, Biomechanical Risk Factors, Computer Simulation

Article Message

Boxing athletes experience high rotational accelerations during punches, particularly influenced by head and neck orientation in the sagittal plane, which significantly increases the r_z component of rotational acceleration. This biomechanical factor likely elevates the risk of brain injury, underscoring the need for targeted prevention strategies focusing on neck positioning and rotational force mitigation.



بررسی و تحلیل عوامل خطرزای آسیب مغزی در یک ضربه مشت مستقیم بوکس

ندا بروشک 

۱. استادیار، بیومکانیک ورزشی، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، ایران، تهران

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۰۳/۲۹، تاریخ اصلاح: ۱۴۰۲/۰۷/۰۳، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۰۹/۱۳

* Corresponding Author: Neda Boroushak, E-mail: n.boroushak@ssric.ac.ir

How to Cite: Boroushak, N. (2024). Investigating and Analyzing the Risk Factors of Brain Damage in a Straight Boxing Punch. *Sport Medicine Studies*, 16(40), 61-80. In Persian.

چکیده

بررسی و شناسایی عوامل مرتبط با آسیب مغزی در مسیر پیشگیری از آسیب‌های مغزی حائز اهمیت است و می‌تواند به ارائه راهکارهایی مانند طراحی کلاه‌های حفاظتی منجر شود. بنابراین، هدف از انجام این تحقیق، بررسی و تحلیل عوامل خطرزای آسیب مغزی در یک ضربه مشت مستقیم بوکس بود. در این پژوهش، جهت بررسی عوامل خطر زای آسیب مغزی (شتاب خطی و شتاب چرخشی و مولفه های آن، جهت گیری سر و گردن (فلکشن - اکستنشن سر و حرکت به سمت راست و چپ گردن در زوایای ۰، ۵، ۱۰ و ۱۵ درجه)) در بوکس از روش شبیه‌سازی کامپیوتری استفاده شد. ابتدا، مدلی مناسب از سر و گردن و ضربه مشت در نرم‌افزار آدامز شبیه‌سازی گردید. سپس، برای تعیین جهت‌گیری سر و گردن از روش سینماتیک معکوس و زوایای اویلر ZXZ استفاده شد. نتایج شتاب خطی و شتاب چرخشی بیشینه در حالت مرجع (وضعیت آناتومیکی گردن) به ترتیب 75 g و 4036 rad/s^2 نشان داد. در میان مؤلفه‌های شتاب، بیشترین افزایش در مولفه شتاب چرخشی حول محور گردن و در صفحه ساجیتال اتفاق افتاد. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که شتاب خطی و جهت‌گیری‌های سر و گردن هنگام اصابت ضربه، در بروز آسیب مغزی بوکسورها چندان اثرگذار نیست. بلکه شتاب چرخشی و جهت‌گیری سر و گردن در صفحه ساجیتال است که احتمالاً می‌تواند از عوامل مهم آسیب مغزی باشد. بنابراین، در طراحی و ساخت کلاه‌های حفاظتی بهتر است مورد توجه سازندگان آن قرار گیرد.

واژگان کلیدی: بوکس، آسیب مغزی، شبیه‌سازی، ریسک فاکتورهای بیومکانیکی.



مقدمه

آسیب مغزی به‌عنوان یک فرآیند پاتوفیزیولوژیک شناخته شده که منجر به اختلالات عملکرد عصبی می‌شود. این اختلالات نتیجه اثرات بیومکانیکی شدید بر روی سر، گردن و یا صورت هستند. این آسیب به طور معمول با نقص شناختی، رفتاری و کنترل حرکتی از ۲۴ ساعت تا ۱۰ روز پس از آسیب همراه است. در صورت تکرار ضربه مغزی ممکن است آسیب‌های شدیدی همچون انسفالوپاتی مزمن تروماتیک^۱ و اختلال عملکرد حافظه^۲ ایجاد شود.

بیش از ۳۰۰.۰۰۰ آسیب تروماتیک مغزی در ورزش گزارش شده است (۱). هزینه‌های پزشکی ناشی از این نوع آسیب‌ها سالانه حدود ۶۰ میلیارد دلار تخمین زده شده است (۲). علاوه بر هزینه‌های سرسام‌آور، طولانی بودن زمان توانبخشی و بازگشت دوباره ورزشکار به مسابقات از موضوعات مهمی است که اهمیت مطالعه در این زمینه را برجسته می‌کند.

در ورزش‌های برخوردی همچون بوکس، ورزشکاران در معرض ضربات شدید و مکرر به سر قرار می‌گیرند. این امر خطر وقوع آسیب‌های مغزی را افزایش می‌دهد. نتیجه ۱۶ سال مطالعه بر روی آسیب‌های بوکسورهای حرفه‌ای نشان داد که ۸۹.۹٪ آسیب‌ها در ناحیه سر و گردن اتفاق می‌افتد که ۱۵.۹٪ از این آسیب‌ها منجر به آسیب مغزی می‌شود (۳).

فایف^۳ و همکاران نیز نشان دادند که ۸۹.۸٪ از آسیب‌ها در بوکس، مربوط به سر و گردن است و از این میان ۳۹.۸٪ در هر ۱۰۰۰ ورزشکار مربوط به تکان مغزی است (۴).

یکی از راه‌های پیشگیری از این نوع آسیب‌ها در ورزش‌های پرخطر، استفاده از کلاه‌های حفاظتی مناسب است. علاوه بر این، بررسی و شناسایی عوامل مرتبط با آسیب مغزی در مسیر پیشگیری از آسیب‌های مغزی حائز اهمیت است و می‌تواند به ارائه راهکارهایی مانند طراحی کلاه‌های حفاظتی منجر شود. تحقیقات نشان می‌دهد که ضربه مغزی در اثر مکانیسم‌های مختلفی اتفاق می‌افتد که تلفیقی از چندین فاکتور آسیب است (۵،۶). بدیهی است که بدون آگاهی و شناخت کامل این مکانیسم‌ها، پیشگیری امکان‌پذیر نیست. از طرفی، برای توانبخشی و درمان بیماران، شناخت نوع صدمات مغزی و میزان آسیب می‌تواند روند درمان را تسریع و آسان نماید.

در سال‌های اخیر، تعدادی از نشریات در حوزه بیومکانیک آسیب سر و ضربه مغزی مرتبط با ورزش‌های برخوردی و ورزش‌های رزمی، تحقیقات بسیاری نسبت به مکانیسم آسیب سر در ورزش ارائه کرده‌اند. به طور کلی، در بررسی دینامیکی آسیب سر، دو نوع بارگذاری برخوردی و غیر برخوردی وجود دارد که هر یک از آن‌ها منجر به پاسخ‌های متفاوتی در سر می‌شود.

در بارگذاری برخوردی، نیروی برخورد عامل آسیب محسوب می‌شود که سبب تغییر شکل مجسمه و احتمالاً منجر به شکستگی‌های مستقیم خواهد شد. در وضعیت‌های غیر برخوردی، سر فقط در نتیجه نیروی اینرسی، یعنی شتاب، بارگذاری می‌شود. این شتاب می‌تواند به صورت انتقالی یا چرخشی باشد. شتاب خطی منجر به آسیب موضعی و شتاب چرخشی منجر به آسیب‌های انتشاری و گسترده در مغز می‌شود (۶).

براون و راسل (۲۰۰۷) نشان دادند که حرکت سر و چرخش ممکن است از عوامل مهم آسیب باشد، اما هنوز به‌طور کامل مشخص نشده است که چگونه نیروهای خارجی منتقل شده به سر منجر به چرخش آن و آسیب می‌گردند (۷).^۴ بروگلیو و همکاران (۲۰۰۹) در تجزیه و تحلیل ضربات وارد به سر در فوتبالیست‌های مدرسه‌ای نشان دادند که شتاب چرخشی rad/s^2

1. bjbkjlmlk
2. fdthrt
3. Fife
4. Broglio

۵۵۸۲.۳ و شتاب خطی g ۹۶.۱ دو عامل پیش‌بینی کننده ضربه مغزی در فوتبالیست‌ها هستند که این نتایج مشابه با بیومکانیک ضربه سر در فوتبالیست‌های حرفه‌ای بود (۸).

اولین مطالعه شناخته شده ناشی از ضربات پا به سر در ورزش‌های رزمی، توسط شواریتز و همکاران انجام شد. آن‌ها برای انجام تست خود از یک سر و گردن مصنوعی استفاده کردند. در مطالعه آن‌ها، کاراته‌کاران با تکنیک‌های مختلف به سر ضربه زدند که در نهایت، حداکثر شتاب خطی تولید شده در سر، g ۱۲۰ گزارش شد (۹). همچنین مک‌این‌تاش^۱ و فایف در تحقیقات خود نشان دادند که شتاب خطی و شتاب چرخشی سر از عوامل مهم آسیب مغزی در بوکسورها می‌باشند (۱۱، ۱۲). همانطور که در تحقیقات پیشین ملاحظه می‌شود (۸-۱۲)، شتاب خطی و شتاب چرخشی دو عامل اصلی آسیب‌های مغزی می‌باشند. با توجه به ماهیت ناخوشایند آسیب مغزی و علائم و اثرات جبران‌ناپذیر آن، مطالعه سازوکار ضربه مغزی در انسان همچنان یک مشکل چالش‌برانگیز است. بنابراین، علاوه بر دانستن پارامترهای بیومکانیکی مرتبط با ضربه مغزی به‌عنوان ریسک فاکتورهای آسیب، بررسی عوامل تاثیرگذار بر این پارامترها هم نیز جهت آگاهی بیشتر لازم و ضروری است و می‌تواند به‌عنوان ریسک فاکتورهای ثانویه تعریف شود.

فارغ از ماهیت ضربه وارد شده به سر، جهت اعمال ضربه و نیز جهت‌گیری سر و گردن نسبت به بدن هنگام اعمال ضربه، می‌تواند از عوامل مهم مؤثر بر پارامترهای بیومکانیکی آسیب سر باشد (۱۲). اسیلوان^۲ و همکاران (۲۰۱۶) گزارش کردند که آسیب آکسون مغز با درجه حرکات صفحه کرنال متناسب است. همچنین در تحقیقی دیگر نشان داده شد که بین حرکات صفحه ساجیتال و آسیب‌های شدید مغزی ارتباط وجود دارد (۱۳).

پست^۳ و همکاران نیز بیان کردند که ضربه وارد شده به هر قسمت سر منجر به چه آسیب مغزی می‌شود. نتایج آن‌ها نشان داد که ضربه به ناحیه فرونتال آسیب‌های ساب‌دورال هماتوم^۴ و ضربه به قسمت لترال آسیب‌های *contusions parenchymal* را افزایش می‌دهد (۱۴).

همچنین در تحقیقات گذشته، برای ضربات وارده به سر، زوایای مختلف سر و گردن حول محور عمود بر صفحه مرجع در زمان اعمال ضربه و محل برخورد مورد بحث و بررسی قرار گرفته و تأثیرات آن بر شتاب‌ها و یا تنش‌های ایجاد شده در سر و یا اتلاف انرژی بررسی و تحلیل شده است. همچنین این جهت‌گیری در تحقیقات مربوط به تأثیرات انفجار بر عوامل آسیب به سر و مغز نیز مورد مطالعه قرار گرفته است و تنش‌ها و مرکز فشار در سر در جهت‌گیری‌های مختلف سر با استفاده از روش اجزای محدود بررسی گردیده است (۱۷-۱۶، ۱۲). استنتاج همه تحقیقات انجام شده، تأیید کننده تأثیرات زیاد این عامل در احتمال بروز و شدت آسیب‌های مغزی است.

با وجود مطالعات انجام شده در این زمینه، همچنان ابهامات زیادی درباره تأثیر برخی عوامل همچون جهت‌گیری سر و گردن هنگام اصابت ضربه بر آسیب‌های مغزی، به ویژه در ورزش‌های برخوردی وجود دارد. به هنگام وارد شدن ضربه در رقابت‌های مبارزه‌ای، ورزشکار سر و گردن خود را از حالت طبیعی خارج کرده و سعی در کاستن میزان ضربه وارده و یا فرار از آن خواهد داشت. این امر سبب می‌شود ضربه در جهت‌گیری‌های مختلف سر و گردن نسبت به بدن وارد شود.

-
1. McIntosh
 2. Sullivan
 3. Post
 4. Sub Dural hematoma

از این رو جهت گیری سر و گردن در زمان اصابت ضربه می‌تواند یکی از عوامل مهم در ضربه و پارامترهای دینامیکی مرتبط با آسیب سر در بوکس باشد که باید به صورت دقیق تر مورد تحلیل قرار گیرد. بنابراین، هدف از انجام این تحقیق، بررسی و تحلیل پارامترهای شتاب خطی و چرخشی سر و همچنین تاثیر جهت گیری سر و گردن هنگام ضربه بر این پارامترها به عنوان ریسک فاکتورهای بیومکانیکی آسیب مغزی در بوکس است.

روش پژوهش

در این مطالعه، برای بررسی و تحلیل ریسک فاکتورهای بیومکانیکی آسیب مغزی در بوکس از روش شبیه سازی کامپیوتری استفاده شد. ابتدا، مدلی مناسب از سر و گردن و ضربه مشت در نرم افزار آدامز^۱ نسخه ۲۰۱۳ ساخت شرکت نرم افزاری MSC کالیفرنیا، ایالات متحده امریکا شبیه سازی گردید.

برای مدل سازی سر، ویژگی های مکانیکی آن مثل سختی، مواد، ویژگی های ضربه (مانند، عمق تو رفتگی ضربه)، میزان میرایی^۲ در ضربه و دیگر پارامترهای مرتبط با تماس در نظر گرفته شد. مدل سازی گردن با ویژگی هایی که گردن در شرایط واقعی دارد بخش مهمی از شبیه سازی بود، به دلیل اتصال سر به گردن و بدن، پس از اعمال نیرو، سر دچار شتاب چرخشی شده و رفتار گردن مشخص می شود.

بر اساس پاسخ واقعی بدن انسان به ضربه، مدلی مناسب از گردن با طول و سختی لازم و بهینه به دست آمد. به طور کلی، گردن به عنوان یک مجموعه پیوسته متشکل از بی نهایت ذره به صورت یک عضو انعطاف پذیر مدل شد. در این مدل، خصوصیات و رفتار گردن و بدن توسط یک تیر یک سر در گیر^۳ (تیری که یک سر آن گیردار بوده و کاملاً ثابت شده و سوی دیگر آن آزاد باشد) شبیه سازی شد.

اتصال گردن به طرفین (از یک سو به سر و از سوی دیگر به بالاتنه) به وسیله اتصال ثابت اجرا شد. سر نیز به عنوان یک جسم جامد معرفی گردید که خواص مربوط به تماس مشت با سر به وسیله تعریف خصوصیات در تماس دو سطح به نرم افزار داده شد. خصوصیات هندسی سر به طور کامل در شبیه سازی رعایت و جرم آن به صورت گسترده در کل هندسه به صورت همگن توزیع شد. این خصوصیات و همچنین خواص گردن شامل انعطاف پذیری معادل، ضریب میرایی و طول معادل آن مطابق با مطالعه بروشک و همکاران در نظر گرفته شد (۱۸).

ویژگی های مشت مستقیم نیز جهت مدل سازی با مطالعه والیکو^۴ و همکاران تطبیق داده شد (۱۹). پس از تعیین خصوصیات مکانیکی اجزای سیستم (جدول ۱)، محدودیت های حرکتی مجموعه ایجاد شد. دست در امتداد شانه با استفاده از فنر خطی K حرکت می کند که بر اساس روش های آزمایشگاهی در مطالعات قبلی در نظر گرفته شده است (۱۳، ۲۰). بدین گونه این مدل پیشنهادی آماده استفاده در جهت گیرهای مختلف سر و گردن نسبت به بدن قرار گرفت.

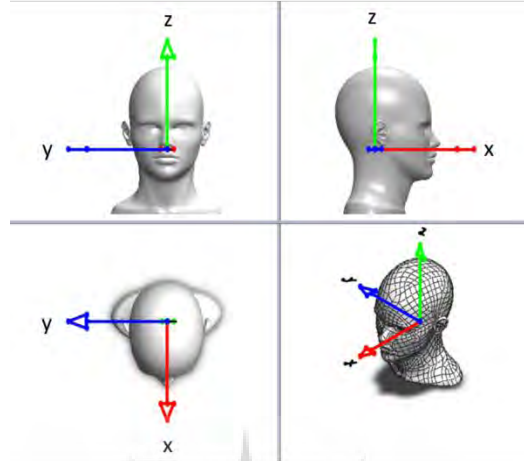
1. Adams
2. Damping
3. cantilever beam
4. Walilko

جدول ۱- مشخصات فیزیکی و دینامیکی اعضای شبیه‌سازی شده

Table 1- Physical and Dynamic Characteristics of Simulated Members

مقدار (اندازه) مشخصه Parameter dimensions	پارامترهای فیزیکی Physical parameters	عضو Body part
30 cm	طول معادل Equivalent length	گردن Neck
فولاد Steel	جنس معادل Equivalent material	
1 cm	قطر معادل Equivalent diameter	
25 cm	قطر Diameter	سر Head
200 N/M	سختی Stiffness	
12	ضریب استهلاک Damping coefficient	
4 cm	عمق تو رفتگی در حین ضربه Penetration depth in impact	
5.1 kg	جرم Mass	
7/6 m/s	سرعت دست hand speed	مشت Punch
4.4 kg	جرم Mass	
5 cm	عقب‌روی شانه هنگام ضربه Back on the shoulder when hitting	
30 N/M	ضریب سختی فنر خطی معادل در مفصل شانه Coefficient of stiffness of the equivalent linear spring in the shoulder joint	
4 Nm/s	ضریب استهلاک معادل در مفصل شانه Equivalent depreciation coefficient in the shoulder joint	
1500 N	نیروی پیش بار preload force	
4236 N	نیروی مشت fist force	

به منظور به دست آوردن جهت گیری سر و گردن، سه محور اصلی که زوایای آن‌ها نسبت به موقعیت مرجع تعیین می‌شود، در نظر گرفته شد (شکل ۱).



شکل ۱- سه محور اصلی سر جهت تعیین زوایای جهت گیری هنگام اصابت ضربه

Figure 1- Three Principal Axes of the Head for Determining Orientation Angles upon Impact

از توالی اویلر ZXZ جهت دوران مجموعه سر و گردن استفاده شد. این توالی منطبق بر زوایای نهایی جهت گیری سر و گردن است و با کمترین تکنیکی در تبدیل مواجه می‌شود، بهترین توالی برای محاسبات می‌باشد. ابتدا به اندازه زاویه α حول محور Z، سپس به اندازه زاویه β حول محور X' و در نهایت به اندازه زاویه γ حول محور Z'' دوران می‌کند تا به جهت گیری دلخواه در فضا برسد (رابطه ۱).

بیان موقعیت ضربه به صورت مختصات کاری (مختصات در دستگاه مرجع ثابت) نیز امکان پذیر است. ولی باید توجه داشت که این مختصات برای هر هندسه سر و گردن، منحصر به فرد بوده و قابل تعمیم به دیگر هندسه‌های موجود نخواهد بود. با این حال، می‌توان فارغ از جزییات هندسی سر و گردن هر فرد، تاثیر جهت گیری این مجموعه را با استفاده از زوایا و یا توالی دوران در مختصات مفصلی به سادگی بررسی کرد و تعمیم داد.

$$R_{ZX'Z''}(\alpha, \beta, \gamma) = \begin{bmatrix} -s\alpha c\beta s\gamma + c\alpha c\gamma & -s\alpha c\beta c\gamma - c\alpha s\gamma & s\alpha s\beta \\ c\alpha c\beta s\gamma + s\alpha c\gamma & c\alpha c\beta c\gamma - s\alpha s\gamma & -c\alpha s\beta \\ s\beta s\gamma & s\beta c\gamma & c\beta \end{bmatrix} \quad (1)$$

اگر ماتریس دوران را به صورت رابطه ۲ در نظر بگیریم

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

1. Reference Coordinate

با استفاده از سینماتیک معکوس^۱ و مقایسه روابط ۱ و ۲، زوایای دلخواه در فضای کاری قابل تبدیل به زوایای فضای مفصلی است. اگر $\beta \neq 0$ و $0 \leq \beta \leq \pi$ باشد، طبق رابطه ۳ زوایای اویلر حاصل می‌گردند.

$$\begin{aligned} \beta &= A \tan 2(\sqrt{r_{31}^2 + r_{32}^2}, r_{33}) \\ \alpha &= A \tan 2(r_{13} / s\beta, -r_{23} / s\beta) \\ \gamma &= A \tan 2(r_{31} / s\beta, r_{32} / s\beta) \end{aligned} \quad (3)$$

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

حالت ۱: خم کردن سر به طرفین یا چرخش حول محور X با زاویه θ (زاویه مثبت برای سمت راست و زاویه منفی برای سمت چپ):

$$R_X(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\theta & -s\theta \\ 0 & s\theta & c\theta \end{bmatrix} \Rightarrow (\alpha, \beta, \gamma) = (0, \theta, 0)$$

حالت ۲: 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):

$$R_Y(\varphi) = \begin{bmatrix} c\varphi & 0 & s\varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\varphi & 0 & c\varphi \end{bmatrix} \Rightarrow (\alpha, \beta, \gamma) = (-\pi/2, \varphi, \pi/2)$$

حالت ۳: چرخش حول محور X با زاویه θ و سپس چرخش حول محور Y با زاویه φ :

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

ابتدا در زاویه صفر درجه و در وضعیت آناتومیکی و سپس در زوایای ۵، ۱۰ و ۱۵ درجه به سمت طرفین، جلو و پشت نسبت به وضعیت صفر درجه بزنند. شتاب خطی و شتاب چرخشی حاصل از ضربه از طریق سنسورهای تعبیه شده در سر، در جهت‌های مختلف اندازه‌گیری و ثبت شد.

سپس، با استفاده از مدل مورد نظر، یک ضربه مشت مستقیم در هر یک از جهت‌گیری‌های سر و گردن (فلکشن و اکستنشن سر و همچنین حرکت به سمت راست و چپ و در زوایای ۰، ۵، ۱۰ و ۱۵ درجه) به قسمت جانبی سر اعمال گردید.

\mathbf{a} و \mathbf{r} به ترتیب اندازه‌های شتاب‌های چرخشی و خطی را نشان می‌دهند. \mathbf{a}_x ، \mathbf{r}_x ، \mathbf{a}_y ، \mathbf{r}_y ، \mathbf{a}_z ، \mathbf{r}_z به ترتیب مولفه شتاب خطی در راستای محور X، مولفه شتاب چرخشی حول محور قدامی-خلفی، مولفه شتاب خطی در راستای محور Y،

مولفه شتاب چرخشی حول محور جانبی، مولفه شتاب خطی در راستای محور Z و مولفه شتاب چرخشی حول محور گردن را نشان می دهند. همچنین a_{max} و r_{max} به ترتیب بیانگر حداکثر شتاب چرخشی بیشینه و حداکثر شتاب خطی بیشینه است.

نمودار تغییرات اندازه‌ی شتاب‌ها و مولفه‌های آنها در جهت‌گیری‌های مختلف سر و گردن به دست آمد. همچنین شتاب‌های خطی و چرخشی بیشینه و میانگین در وضعیت آناتومیکی سر محاسبه و با آستانه آسیب سر مقایسه گردیدند.

نتایج

نتایج حاصل از سینماتیک معکوس جهت 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 ۲).

جدول ۲- زوایای سینماتیک معکوس برای جهت‌گیری‌های مختلف سر و گردن

Table 2- Inverse Kinematic Angles for Various Head and Neck Orientations

θ درجه				
15	10	5	0	
(0,15,0)	(0,10,0)	(0,5,0)	(0,0,0)	0
(-161,16,162)	(154,11,153)	(-45,7,45)	(-90,5,90)	5
(147,18,146)	(-45,14,45)	(-117,116,-11)	(-90,10,90)	10
(-46,21,-44)	(124,18,-23)	(109,16,108)	(-90,15,90)	15
(-125,25,28)	(117,22,-116)	(-76,21,77)	(-90,20,90)	20
(122,29,120)	(-67,27,70)	(-78,26,79)	(-90,25,90)	25

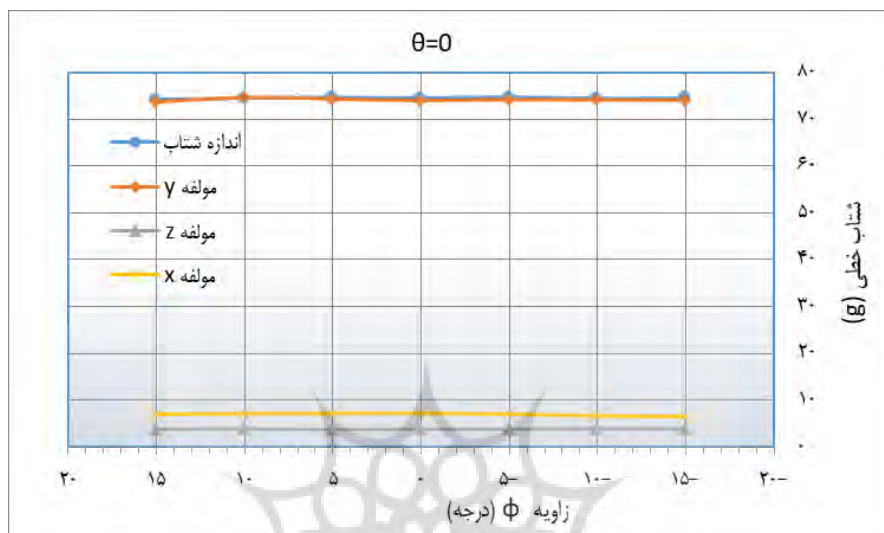
نتایج حاصل از ضربه مشت بوکس در جهت‌گیری‌های مختلف سر و گردن شکل ۲ و ۳ جهت‌گیری سر و گردن در صفحه ساجیتال را نشان می‌دهد. علاوه بر این، شکل ۴ و ۵ جهت‌گیری سر و گردن در صفحه فرونتال را نشان می‌دهد.

در مطالعه حاضر، حداکثر شتاب خطی و میانگین شتاب خطی در حالت مرجع (وضعیت آناتومیکی گردن)، به ترتیب g ۷۵ و g ۲۰ به دست آمد (شکل ۶). مدت زمان کل شتاب‌گیری سر، ۳۰ هزارم ثانیه و مدت زمان اوج شتاب‌گیری ۲ هزارم ثانیه محاسبه شد. شتاب چرخشی نیز rad/s^2 ۴۰۳۶ به دست آمد (شکل ۷).

برای تعیین آستانه آسیب سر بر اساس شتاب خطی، منحنی تحمل وین استیت^۱ توسط دانشگاه وین استیت^۲ ایجاد گردید (۲۱). این منحنی رابطه بین مدت زمان شتاب‌گیری و شتاب تولید شده در سر نشان می‌دهد. اگر ترکیب این دو عامل 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.

1. Wayne State
2. Wayne State Tolerance Curve (WSTC)

بنابراین، با مقایسه میانگین شتاب خطی سر و مدت زمان شتاب‌گیری آن با منحنی تحمل وین استیت می‌توان اظهار داشت که شتاب خطی تولید شده در سر پایین‌تر از آستانه آسیب می‌باشد (شکل ۸). اما مقایسه شتاب چرخشی با مقدار آستانه شتاب چرخشی سر ($1800 \frac{rad}{s^2}$ ، تکان مغزی^(۱)) (۲۲)، نشان داد که شتاب چرخشی تولید شده بالاتر از آستانه آسیب است.

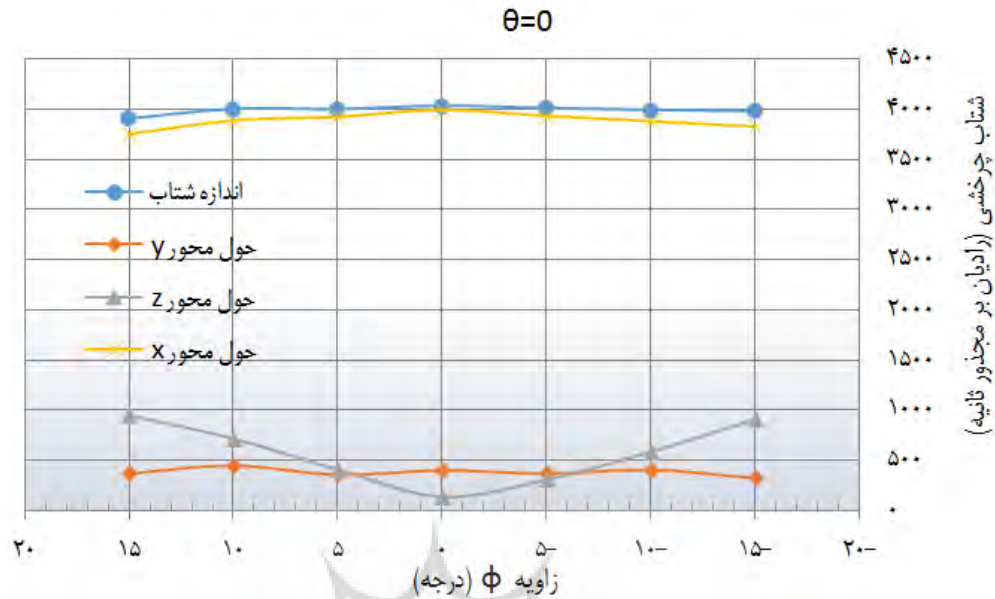


شکل ۲- منحنی شتاب خطی سر بر حسب تغییر زاویه ϕ ناشی از ضربه مشت مستقیم در بوکس

Figure 2- Linear Acceleration Curve of the Head Based on Change in ϕ Angle Due to Direct Punch in Boxing

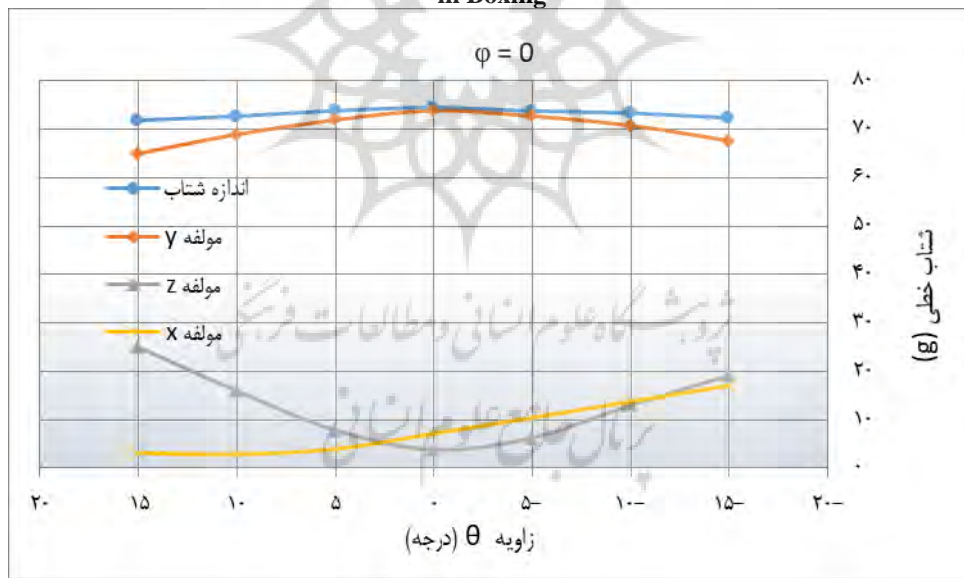
پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

1. Concussion



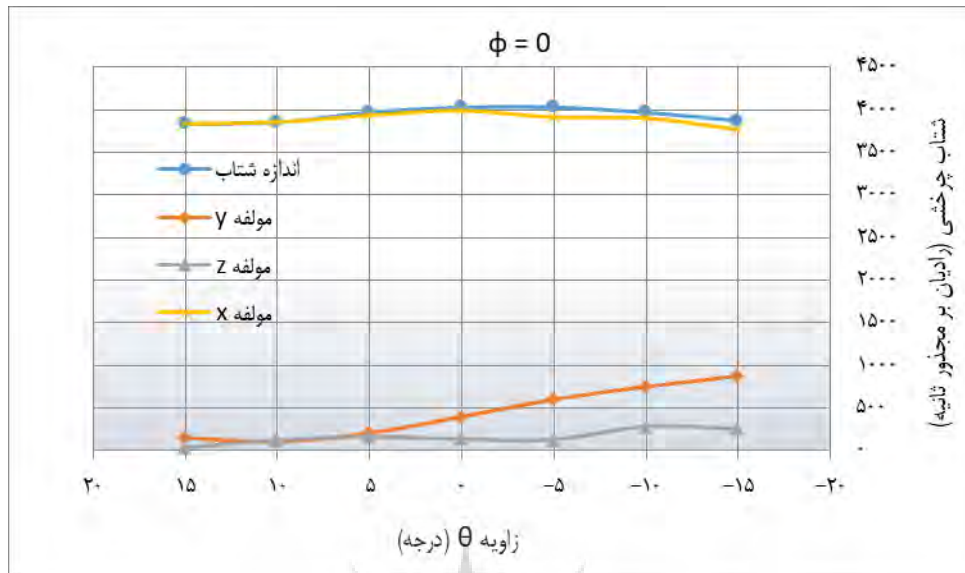
شکل ۳- منحنی شتاب چرخشی سر بر حسب تغییر زاویه ϕ ناشی از ضربه مشت مستقیم در بوکس

Figure 3- Rotational Acceleration Curve of the Head Based on Change in ϕ Angle Due to Direct Punch in Boxing



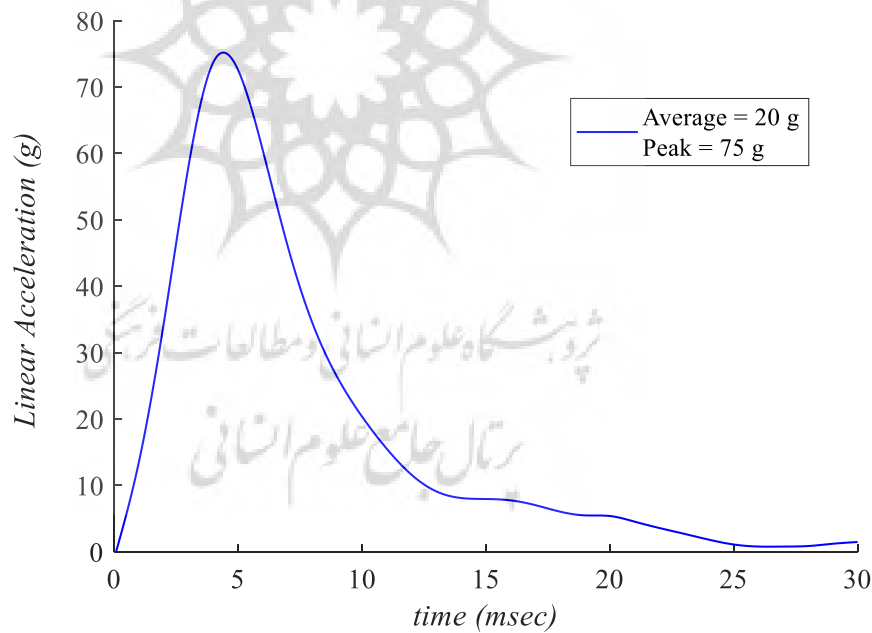
شکل ۴- منحنی شتاب خطی سر بر حسب تغییر زاویه θ ناشی از ضربه مشت مستقیم در بوکس

Figure 4- Linear Acceleration Curve of the Head Based on Change in θ Angle Due to Direct Punch in Boxing



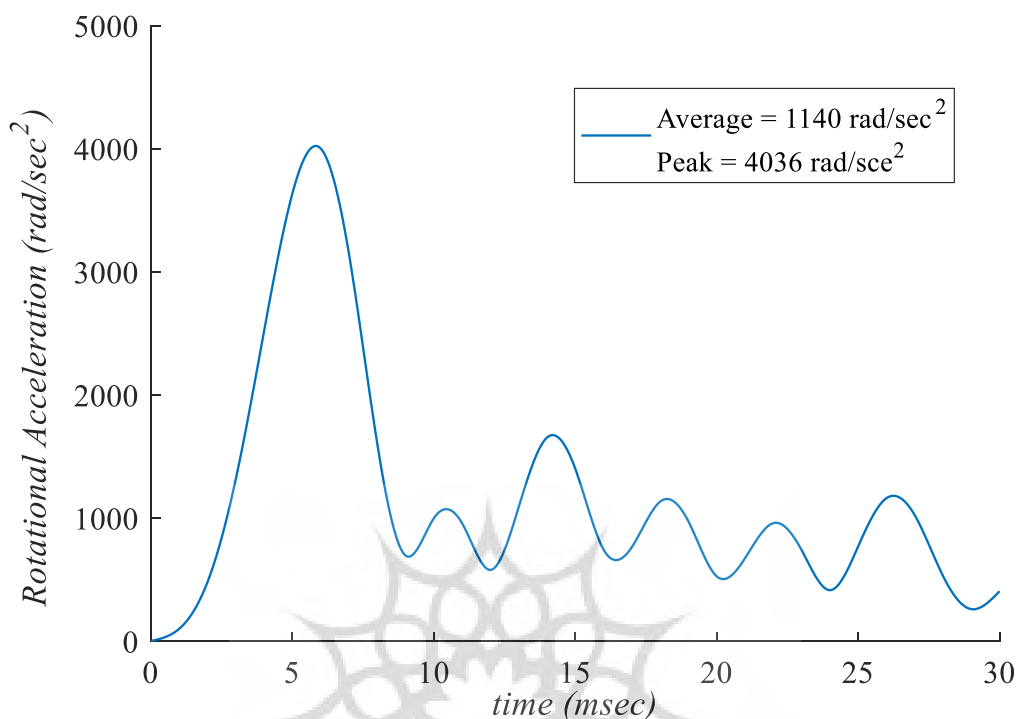
شکل ۵- منحنی شتاب چرخشی سر بر حسب تغییر زاویه θ ناشی از ضربه مشت مستقیم در بوکس

Figure 5- Rotational Acceleration Curve of the Head Based on Change in θ Angle Due to Direct Punch in Boxing



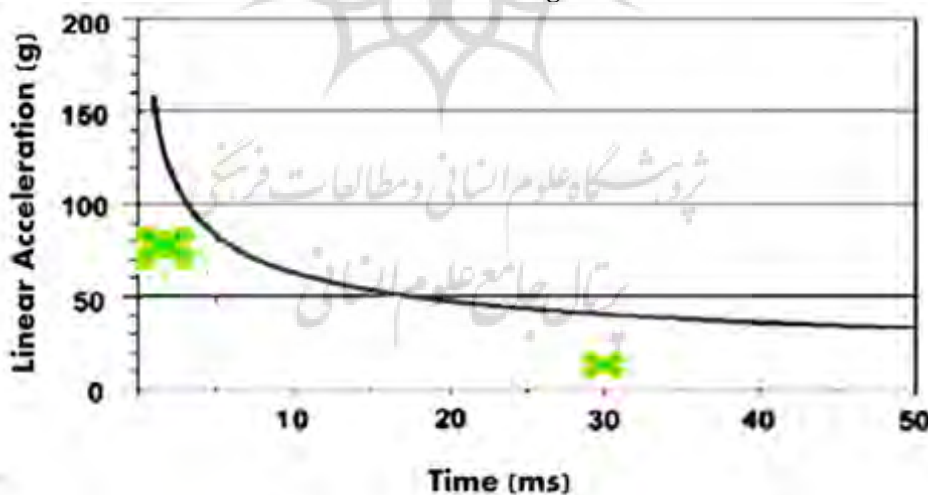
شکل ۶- نمودار شتاب خطی سر بر حسب زمان در وضعیت آناتومیکی (0° درجه) ناشی از ضربه مشت مستقیم بوکس

Figure 6- Linear Acceleration Graph of the Head Over Time in Anatomical Position (0° Degrees) Due to Direct Punch in Boxing



شکل ۷- نمودار شتاب چرخشی سر بر حسب زمان در وضعیت آناتومیکی ناشی از ضربه مشت مستقیم بوکس

Figure 7- Rotational Acceleration Graph of the Head Over Time in Anatomical Position Due to Direct Punch in Boxing



شکل ۸- مقایسه شتاب خطی تولید شده در سر با منحنی آستانه تحمل وین استیت

Figure 8- Comparison of Linear Acceleration Generated in the Head with the Wayne State Tolerance Curve

شکل ۲ نشان می‌دهد که تغییرات اندازه شتاب خطی و مؤلفه‌های آن در جهت‌گیری‌های مختلف سر و گردن در صفحه ساجیتال یکسان است. همچنین، شکل ۳ نشان می‌دهد که تغییرات اندازه شتاب چرخشی در جهت‌گیری‌های مختلف سر و گردن در صفحه ساجیتال یکسان می‌باشد. 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 ۳). مؤلفه شتاب چرخشی r_z با افزایش زاویه Φ ، افزایش یافته است (در زاویه ۱۵ درجه ۶۲۸/۸۵ درصد) (جدول ۳). مؤلفه شتاب r_y ، با تغییر جهت‌گیری سر و گردن تقریباً ثابت باقی مانده است.

جدول ۳- درصد تغییرات شتاب چرخشی نسبت به حالت مرجع با تغییرات جهت‌گیری در صفحه ساجیتال و فرونتال
Table 3- Percentage Changes in Rotational Acceleration Relative to the Reference State with Orientation Changes in the Sagittal and Frontal Planes

-15°	-10°	-5°	15°	10°	5°	درجه چرخش Rotation angle
-3.94	-1.47	0.062	-4.88	-4.4	-1.39	r_{max}
3.68	-0.16	2.075	-1.94	-1.37	1.62	r_x
118.34	87.55	50.28	-61.71	-72.95	-47.41	r_y
83.23	30.05	-75.55	-69.65	-5.96	-52.74	r_z
-1.32	-1.00	-0.56	-3.16	-1.66	-1.44	r_{max}
-4.18	-2.87	-1.54	-6.04	-2.64	-1.76	r_x
-19.22	1.77	-7.54	-7.61	-8.56	-10.77	r_y
617.31	-19.22	121.02	628.85	413.69	413.69	r_z

r_x ، r_y و r_z 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 برحسب rad/s^2 می‌باشد. ϕ زاویای حرکتی در صفحه ساجیتال و θ مربوط به زاویای حرکتی در صفحه فرونتال می‌باشد.

شکل ۴ نشان می‌دهد که a_{max} و 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، ۴۴۱/۸۴) (جدول 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 (شکل ۴).

جدول ۴- درصد تغییرات شتاب خطی نسبت به حالت مرجع با تغییرات جهت گیری در صفحه ساجیتال و فرونتال
Table 4- Percentage Changes in Linear Acceleration Relative to the Reference State with Orientation Changes in the Sagittal and Frontal Planes

-15°	-10°	-5°	15°	10°	5°	درجه چرخش Rotation angle
-2.97	-1.58	-0.98	-3.64	-2.45	0.91	a_{max}
139.41	93.48	46.42	-55.81	-59.39	-۴4.32	a_x
-8.85	-4.60	-1.97	-7.48	-4.06	-1.22	a_y
398/00	63.80	63.80	441.84	274.68	105.39	a_z
0.02	-0.13	0.27	-0.51	-0.11	0.18	a_{max}
-9.12	-7.13	-2.56	-2.73	-1.52	-0.81	a_x
0.10	0.20	0.31	-0.41	0.931	0.51	a_y
1.93	3.76	0.07	-0.39	1.562	-2.34	a_z

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 $g = 9/8$ می باشد. ϕ زاویای حرکتی در صفحه ساجیتال و θ مربوط به زاویای حرکتی در صفحه فرونتال می‌باشد.

شکل ۵ نشان می‌دهد که مقدار r_x r_{max} و 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 چرخشی افزایش یافته‌است. اما در سمت راست، نمودار تقریباً روند کاهشی را طی می‌کند.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام این تحقیق بررسی و تحلیل ریسک فاکتورهای بیومکانیکی (شتاب خطی، شتاب چرخشی و جهت‌گیری سر و گردن) آسیب مغزی در بوکس بود. نتایج نشان داد که حداکثر شتاب خطی و میانگین شتاب خطی حاصل از ضربه مشت به سر در حالت مرجع (وضعیت آناتومیکی گردن)، به ترتیب g ۷۵ و g ۲۰ می‌باشد.

آتا و همکاران در آزمایشی با استفاده از یک آونگ بالستیک برای یک بوکسور سنگین وزن (۲۳)، اوج شتاب خطی را g ۵۳ نشان دادند. همچنین، اسمیت و همکاران شتاب خطی حاصل از ضربه مشت به سر در بوکسورها را g ۴۳/۶ نشان دادند (۲۴). فایف و همکاران گزارش دادند که اوج شتاب خطی ناشی از ضربه مشت به سر g ۷۱/۲۳ است (۴).

والیلکو و همکاران نیز اوج شتاب خطی را برای مشت بوکسورهای المپیک g ۵۸ به دست آوردند (۱۹). این شتابها با آستانه تحمل آسیب سر برای شتاب خطی پیشنهاد شده توسط اومايا و همکاران (۲۰۰۲) مقایسه شد که نتایج، خطر کم آسیب تروماتیک مغزی در بوکسورها را نشان می‌دهد (۲۲). بنابراین، نتایج مطالعه حاضر همسو با این مطالعات می‌باشد.

اگرچه شتاب خطی ریسک فاکتور جدی آسیب‌های مغزی برای بوکسورها را نشان نداد، اما باید توجه داشت که اگر سر به طور مکرر در معرض چنین شتاب‌هایی قرار گیرد، ممکن است تحمل و مقاومت آن در برابر ضربه به دلیل وجود کشش‌های مکرر کاهش یافته و منجر به افزایش مدت زمان شتاب یا افزایش مقدار آن شود.

نتایج همچنین میانگین شتاب چرخشی و اوج شتاب چرخشی را به ترتیب $\frac{1140}{s^2} rad$ و $\frac{4036}{s^2} rad$ نشان داد. طبق مطالعه لوونهیلم، شتاب چرخشی 4500 رادیان بر مجذور ثانیه باعث پارگی وریدهای پلی در مغز می‌شود (۲۵). شتاب زاویه ای 1800 راد بر مجذور ثانیه نیز به‌عنوان سطح تحمل برای احتمال 50 درصد ضربه مغزی توسط اومایا و همکاران پیشنهاد شد (۲۲). شتاب چرخشی به دست آمده، ورزشکاران بوکسور را در معرض خطر ضربه مغزی قرار می‌دهد. بنابراین، می‌تواند به‌عنوان یکی از ریسک فاکتورهای بیومکانیکی آسیب‌های مغزی در بوکسورها باشد.

اگرچه شتاب چرخشی 4036 رادیان بر ثانیه کمتر از آستانه آسیب ذکر شده در مطالعه لوونهیلم 1975 است (۲۵). با این حال، در اثر ضربات مکرر به سر ممکن است با آسیب جدی به وریدهای مغزی همراه باشد. در برخی مطالعات دیگر، نتایج متفاوتی گزارش شده است که می‌تواند به علت روش‌های مختلف آزمایش یا برخی از خواص و شرایط ضربه زدن به سر باشد، مانند مطالعات روسون و همکاران 2012 (۲۶) و والیکو و همکاران 2005 (۱۹).

روسون و همکاران نشان دادند که شتاب چرخشی ایجاد شده در سر 1753 رادیان بر ثانیه در بوکسورها می‌باشد. والیکو و همکاران گزارش کردند که شتاب چرخشی ناشی از ضربه زدن یک فرد 109 کیلوگرمی به سر، 6343 رادیان بر ثانیه است. 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. اما با افزایش زاویه در حالت خم شدن گردن به طرفین، اندازه شتاب خطی به مقدار 3 درصد و شتاب چرخشی 5 درصد کاهش یافته است. هرچند این مقادیر بسیار ناچیز است، اما احتمالاً می‌تواند در درجه مقیاس آسیب‌سر تغییر ایجاد کند.

در دسته‌بندی آسیب‌های سر، زمانی که سر در معرض شتاب چرخشی $\frac{3900}{s^2} rad$ قرار می‌گیرد (۱۷)، منجر به از بین رفتن بافت مغز و خونریزی در سخت‌شامه یا زیر سخت‌شامه می‌شود. این نوع آسیب‌ها بر اساس طبقه‌بندی لفورت^۱ (۱۸) در درجه 4 آسیب قرار دارند.

با کاهش 5 درصدی شتاب چرخشی، احتمالاً مقدار آن پایین‌تر از آستانه آسیب‌های درجه 4 قرار می‌گیرد. بنابراین، می‌توان اظهار داشت که احتمالاً با افزایش جهت‌گیری سر و گردن بوکسورها در صفحه فرونتال، از مقدار شتاب چرخشی سر کاسته خواهد شد.

سلیوان و همکاران گزارش کردند که آسیب آکسون مغز با درجه حرکات صفحه فرونتال متناسب می‌باشد. همچنین، در تحقیقی دیگر نشان داده شد که بین حرکات صفحه فرونتال و آسیب‌های شدید مغزی ارتباط وجود دارد (۱۳).

1. Abbreviated Injury Scale (AIS)
2. LeFort

در میان مؤلفه‌های شتاب، بیشترین افزایش در مؤلفه T_z و در صفحه ساجیتال از 155 rad/s^2 به 1155 rad/s^2 اتفاق افتاده است. اگرچه این مقدار کمتر از آستانه آسیب سر می‌باشد، اما نرخ افزایش سریع این 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 و همکاران یافتند که تغییرات زوایای بردار وارد شده به سر، مؤلفه‌های شتاب را تغییر می‌دهد. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که تنها مقادیر شتاب به دست آمده نمی‌تواند به‌طور کامل پاسخ دینامیکی سر را توصیف کند (۱۲). بنابراین، می‌توان گفت که علاوه بر اندازه شتاب، مؤلفه‌های آن نیز در شدت آسیب سر احتمالاً تأثیرگذار هستند که برای رسیدن به نتایجی دقیق‌تر نیاز به تحقیقات بیشتری در این زمینه می‌باشد. باید توجه داشت که ریسک فاکتورهای آسیب مغزی در هر رشته ورزشی متفاوت است. شناسایی پارامترهای بیومکانیکی مرتبط با آسیب مغزی و همچنین عوامل تأثیرگذار بر آن، از لحاظ بالینی اهمیت بسیاری دارد؛ چرا که با تشخیص متغیر آسیب و مکانیسم آن می‌توان میزان شدت آسیب و عوامل خطرزای مرتبط با آن را پیش‌بینی کرد و برای توانبخشی راهکارهای مرتبط با آن را اجرا نمود.

پیام مقاله

نتایج تحقیق حاضر حاکی از ایجاد شتاب چرخشی بالا در اثر ضربه مشت در ورزشکاران بوکس می‌باشد. همچنین، جهت‌گیری سر و گردن در صفحه ساجیتال باعث افزایش مولفه T_z شده است. بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که شتاب چرخشی و همچنین جهت‌گیری سر و گردن در صفحه ساجیتال احتمالاً از ریسک فاکتورهای بیومکانیکی آسیب مغزی در رشته بوکس می‌باشند.

حامی مالی

این مقاله بر اساس طرح پژوهشی دوره پسا دکتری خانم ندا بروشک با شماره طرح ۹۷۰۱۳۳۱۶ می‌باشد که مورد حمایت مادی و معنوی صندوق حمایت از پژوهشگران و فناوران کشور قرار گرفته است.

منابع

1. Queen RM. Theoretical study of the effect of ball properties on impact force in soccer heading. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;35(12):2069-76.
2. 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. *J Neuropathol Exp Neurol.* 2010;69(9):918-29.
3. Zarzyn T, Finch C, McCrory P. A 16-year study of injuries to professional boxers in the state of Victoria, Australia. *Br J Sports Med.* 2003; 36:270-5.
4. Fife GP, O'Sullivan D, Pieter W. Biomechanics of head injury in Olympic taekwondo and boxing. *Biol Sport.* 2013;30(7):263-8.
5. Junge A, Langevoort G, Pipe A, Peytavin A, Wong F, Mountjoy M. Injuries in team sport tournaments during the 2004 Olympic Games. *Am J Sports Med.* 2006;34(4):565-76.
6. Schmitt KU, Niederer PF, Muser MH, Walz F. Trauma biomechanics: accidental injury in traffic and sports. 4th rev. ed. New York City: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2014. p. 243.
7. Brown D, Russell WR. Experimental cerebral concussion. *Brain.* 1941;64:156.
8. Broglio SV, Sosnoff J, Shin S, et al. Head impacts during high school football: a biomechanical assessment. *J Athl Train.* 2009;44(4):342-9.
9. Schwartz ML, Hudson AR, Fernie GR, Hayashi K, Coleclough A. Biomechanical study of full-contact karate contrasted with boxing. *J Neurosurg.* 1986;64(2):248-52.

10. McIntosh AS. The impact performance of headguards for combat sports. *Br J Sports Med.* 2015;10(3):1-5.
11. Fife G. An analysis of forces acting on the head from the taekwondo turning kick [MSc Thesis]. Newark, DE: University of Delaware; 2010.
12. Walsh E, Rousseau P, Hoshizaki T. The influence of impact location and angle on the dynamic impact response of a Hybrid III headform. *Sports Eng.* 2011;13(3):135-43.
13. O'Sullivan DM, Fife GP. Impact attenuation of protective boxing and taekwondo headgear. *Eur J Sport Sci.* 2016;16(8):19-25.
14. Post A, Hoshizaki TB, Gilchrist MD, Brien S, Cusimano M, Marshall SH. Traumatic brain injuries: the influence of the direction of impact. *Neurosurgery.* 2015;76(3):81-91.
15. Alessandra Dal Cengio Leonardi, Nickolas J. Keane, Cynthia A. Bir, Anne G. Ryan, Liaosa Xu, Pamela J. VandeVord. Head orientation affects the intracranial pressure response resulting from shock wave loading in the rat. *J Biomech.* 2012;45:2595-602.
16. Green AM, Angelaki DE. An integrative neural network for detecting inertial motion and head orientation. *J Neurophysiol.* 2004;92:905-25.
17. Williams MR, Kirsch RF. Evaluation of head orientation and neck muscle EMG signals as command inputs to a human-computer interface for individuals with high tetraplegia. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2008;16(5):520-7.
18. Boroushak N, Eslami M, Kazemi M, Daneshmandi H. The dynamic response of the taekwondo roundhouse kick to head using computer simulation. *Ido Mov Cult J Martial Arts Anthropol.* 2018;18(2):54-60.
19. Walilko TJ, Viano DC, Bir CA. Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face. *Br J Sports Med.* 2005;39(10):710-9.
20. Tsui F, Pain TG. Utilizing human performance criteria and computer simulation to design a martial arts kicking robot with increased biofidelity. *J Sports Eng Technol.* 2012;226(3-4):244-252.
21. Krabbel G. Ein rechnerisches Schädel-Hirn-Modell zur Untersuchung dynamischer Belastungen des Kopfes [dissertation]. TU Berlin; 1997.
22. Ommaya AK, Goldsmith W, Thibault L. Biomechanics and neuropathology of adult and paediatric head injury. *Br J Neurosurg.* 2002;16(3):220-4.
23. Gennarelli T, Wodzin E, editors. AIS 2005: The injury scale. Des Plaines: Association of Advancement of Automotive Medicine; 2005.
24. Schmitt KU, Niederer PF, Cronin DS, Muser MH, Walz F. Trauma biomechanics: An introduction to injury biomechanics. 4th rev. ed. Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2014.
25. Löwenhielm P. Mathematical simulation of gliding contusions. *J Biomech.* 1975;8:351-6.
26. Rousseau P. The influence of neck compliance and head displacement on impact dynamics of a Hybrid II head [thesis]. University of Ottawa; 2008.