

ارگونومی و بررسی ضربه به گردن به همراه تحلیل نتایج عدم کنترل صحیح آن در فعالیت ها

بهزاد کریم خانی^۱، سید علی گله داری^{۲*}

- ۱- گروه مهندسی مکانیک، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، اصفهان، ایران.
- ۲- گروه مهندسی مکانیک، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، اصفهان، ایران.

*ali.galehdari@gmail.com

چکیده

گردن انسان یکی از مهمترین عضوهای بدن است در صورت بروز هر گونه آسیب نیز فرد می تواند دچار آسیب شود. این در صورتی است که با انجام کارهای پیشگیرانه می توان از آسیب های بعدی جلوگیری به عمل آورد و از ایجاد هر گونه آسیب فرد را مصون نگاه داشت. این کار می تواند جلوی هزینه های سنگین درمان را برای فرد بگیرد. در اکثر کارها از جمله کار با وسایل، رانندگی، کار با کامپیوتر و گوشی نیز می تواند اگر به درستی انجام نشود فرد را دچار مشکل کند و آسیب های بعدی را به همراه داشته باشد. در این پژوهش ابتدا نیز به بررسی و کنترل سیستم های حرکتی بررسی می شود و سپس اشاره ای به استخوان ها و عضلات گردنی می شود و سپس، مدل سازی مهرهای گردنی در میمیکس بررسی شده و سپس بارگذاری انجام شده و در نرم افزار اینونتور^۱ این بارگذاری ها بررسی می شود. در نهایت با استفاده از نرم افزار اینتراکتیو فیزیک^۲ و ورکینگ مدل^۳ نیز بررسی آسیب گردنی ناشی از تصادف بررسی می شود.

¹ 3-matic Research 12.0

² Autodesk Inventor Professional 2016

³ InteractivePhysics2005

⁴ Working Model 3D

کلمات کلیدی: گردن، مهره های گردنی، اینوتور، عضلات.

مقدمه

۱- مهره های گردنی

مهره های گردنی به مجموعه ای از مهره های گردن گفته می شود که بیرون از جمجمه قرار دارد. غیر از پستانداران مهره های گردنی، همانند مهره های سینه ای دارای دنده می باشند. اندازه این مهره ها معمولاً از دیگر مهره ها کوچک تر است و دارای سوراخ در زوائد عرضی خود می باشند. در مهره های دیگر این سوراخ ها در زوائد عرضی موجود نمی باشد و این امر این مهره ها را از سایر مهره ها متمایز می سازد [۱].



شکل ۱- نمایی از مهره های گردنی [۱].

گردن به قسمتی از بدن مهره داران می گویند که سر و سینه را از هم جدا می کند. محدوده گردن ناحیه ایست بین سر و صورت در بالا و دهانه فوقانی توراکس قفسه سینه در پایین قرار می گیرد. محدوده گردن در بالا و جلو خطی است که از لبه تحتانی^۱ شروع و در دو طرف در امتداد کنار پایینی^۲ تا زاویه فک و از آنجا تا زائده ماستوییدی استخوان تمپورال ادامه دارد. بخش گردنی ستون فقرات وزن سر را که تقریباً ۴٫۵ کیلوگرم است، نگه می دارد و خم کردن سر به جلو و عقب و طرفین و چرخش ۱۸۰ درجه ای سر را ممکن می سازد [۲].

عملکرد اصلی ستون فقرات گردن حمایت از وزن سر (حدود ۵ کیلوگرم) است. هفت مهره گردن از C₁ تا C₇ شماره گذاری شده اند. مهره های گردن را با حرف انگلیسی C نشان می دهند که از کلمه سرویکال^۳ یعنی گردن گرفته شده است. گردن به دلیل داشتن دو مهره اختصاصی که به جمجمه وصل می شوند بیشترین دامنه حرکت را در ستون فقرات دارد. اولین مهره (C₁) اطلس استخوان حلقه ای شکل است که مستقیماً به جمجمه متصل می شود. مهره دوم (C₂) دارای یک برآمدگی بنام آدنتوئید^۴ است که در داخل قوس مهره اطلس می چرخد به همین جهت است که می توان با کمک مهره دوم گردن سر خود را به طرف شانه های چرخاند [۳].

۲- ساختار عضلانی

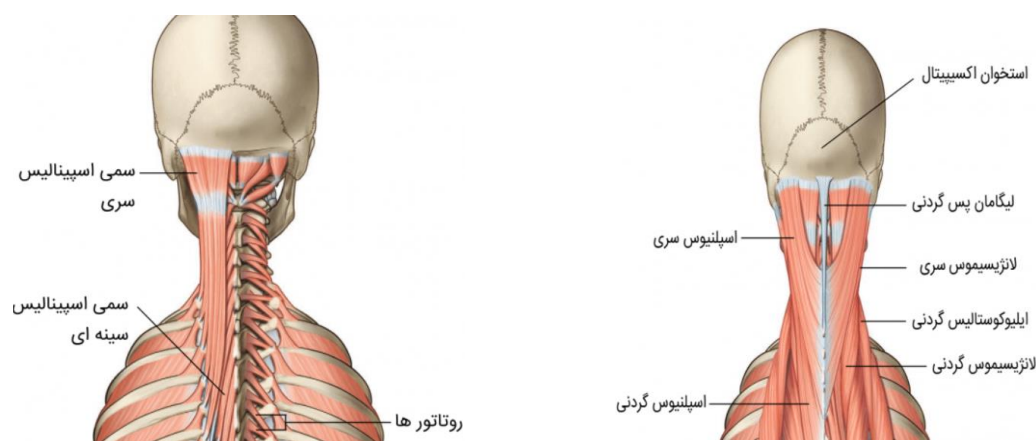
¹ symphysis menti

² mandible

³ Cervical

⁴ odontoid

عضلات جناغی چنبری پستانی ، طولیل گردنی ، راست راسی قدامی ، طولیل راسی و نردبانی خلفی، میانی و قدامی ، عضلات موجود در این ناحیه می باشد که حرکات تا شدن ، باز شدن و چرخشها را برای سر شما امکان پذیر می کنند. قوی کردن این عضلات می تواند تا حدی از درد در ناحیه گردن در میانسالی را کاهش دهد تفاوت عمدهای میان عضلات گردن و عضلات اندامها وجود دارد. در مورد اندامها باید گفت که یک عضله (نظیر عضله بازویی چپ) به مجموعه ای از استخونها (واقع در بازوی چپ) متصل است. برخلاف آنچه گفته شد عضلات گردن روی یک ساختمان کلی (نظیر جمجمه یا مهره های گردن) فعالیت می کنند. به این منظور، عضلات طرفین گردن طوری قرار گرفته اند که یک عضله در هر طرف گردن وجود دارد. گردن مرکب از چند عضله مختلف است. اما فقط چند تا از آنها به تنهایی روی مهره ها فعالیت می کنند. نمایی از عضلات در شکل ۲، آمده است.



شکل ۲- نمایی از عضلات [۳].

۱-۲- عضله ترقوی- ماستوئیدی

نام این عضله حاوی اطلاعات ارزنده ای است. زیرا محل استقرار سر ثابت و متحرک این عضله را به خوبی نشان می دهد. این عضله دو طرفی از دو منطقه جناغ سینه و ترقوه شروع می شود. ترقوی به طرف بالا و پهلو امتداد داشته، به زائده ماستوئیدی استخوان گیجگاهی متصل بوده و سر متحرک این عضله را تشکیل می دهد. برجستگی کوچکی که در قاعده جمجمه و پشت گوش احساس می کنید محل دقیق زائده مستوئیدی را به خوبی نشان می دهد. زمانی که یکی از عضلات ترقوی- ماستوئیدی فعال می شود، سر به طرف عضله فعال کج می شود. زمانی که دو عضله با هم فعالیت می کنند گردن به جلو خم می شود و این عمل از طریق حرکت چانه به طرف سینه میسر می شود.

۲-۲- عضله مهره های راسی

این عضله، بخشی بزرگ و فوقانی (به طرف سر) عضله مهره های را تشکیل می دهد که در قسمت اعظم طول بخش میانی پشت امتداد دارد. بخش رأس (سر) عضله مهره های از طرفین زائده های خاری (برجستگی وسط مهره) قفسه منسحب شده و در محل اتصال به زائده ماستوئیدی، سر متحرک عضله را تشکیل می دهد. زمانی که دو عضله چپ و راست با هم فعالیت می کنند، گردن و سر کشیده می شود.

۳-۲- عضله نردبانی قدامی

عضله ترقوی- ماستوئیدی، عضلات نردبانی قدامی، میانی و خلفی را تا حدی پوشش می‌دهد. عضله نردبانی قدامی از زائده‌های عرضی (برجستگی کناره‌های هر مهره) بخش میانی ۳ یا ۴ مهره گردنی سرچشمه می‌گیرد. این عضله به طرف پایین و پهلو کشیده شده و سر متحرک آن در ناحیه دنده اول به وجود می‌آید. عمل این عضله سبب می‌شود منطقه گردنی ستون مهره‌ها خم شود.

۴-۲- عضله نردبانی میانی

عضله نردبانی میانی بزرگ‌تر از سایر عضلات نردبانی است. سر ثابت آن در ۶ مهره گردنی قرار دارد. عضله نردبانی میانی نیز همچون عضله نردبانی قدامی به پایین و پهلو کشیده می‌شود و سر متحرک آن در دنده اول قرار دارد. بین دو عضله نردبانی میانی و قدامی، روزنه‌ای وجود دارد که توسط اعصاب و عروق خونی مهمی که به عضلات بازو و بالاتنه کشیده می‌شوند، پر می‌شود. عمل این عضله سبب می‌شود مهره‌های گردنی خم شده و به طرف مخالف بچرخند (عضلات سمت چپ، سر را به طرف راست می‌چرخانند).

۵-۲- عضله نردبانی خلفی

معمولاً عضله نردبانی خلفی کوچک‌تر از دو عضله نردبانی دیگر است. این عضله از پشت زائده عرضی ۲ یا ۳ مهره گردنی تحتانی منشعب می‌شود. عضله نردبانی خلفی به طرف پایین کشیده شده، بین عضله نردبانی میانی و عضله بالا برنده کتف قرار گرفته از دنده اول عبور کرده و با دنده دوم یا سوم ارتباط پیدا کرده و سر متحرک این عضله را تشکیل می‌دهد. این عضله، مهره‌های گردنی را منقبض کرده و می‌چرخاند.

۶-۲- عضله طویل

نام این عضله به این علت انتخاب شده است که جزو عضلات دراز بدن است. در واقع عضله طویل، بخش فوقانی عضلات راست کننده مهره‌ها را تشکیل می‌دهد. این عضله از زائده عرض مهره‌های گردنی شروع شده و در زائده عرضی مهره‌های فوقانی (به طرف بخش فوقانی سر)، سر متحرک عضله را به وجود می‌آورد. زمانی که عضله طویل یک طرف گردن فعالیت کند، گردن به پهلو خم می‌شود؛ اما زمانی که هر دو عضله طویل با هم فعالیت کنند، عضله را نیز می‌کشند.

۳- اعصاب جلوی گردن

پوست روی عضله ی Trapezius در پشت گردن و پوست پشت کاسه ی سر تا ورتکس شاخه های خلفی C2 تا C5 را به صورت سگمنتال دریافت می کند. عصب اکسیپیتال بزرگ^۱ از شاخه ی خلفی عصب C2 جدا می شود. پوست جلوی گردن و همچنین طرفین گردن شاخه های قدامی اعصاب C2 تا C4 را از طریق شاخه های گردنی دریافت می کند. ضمناً این شاخه ها از زیر کنار خلفی^۲ ظاهر می شوند. عصب اکسیپیتال کوچک^۳ از C2 بعد از دور

¹ Great Occipital Nerve

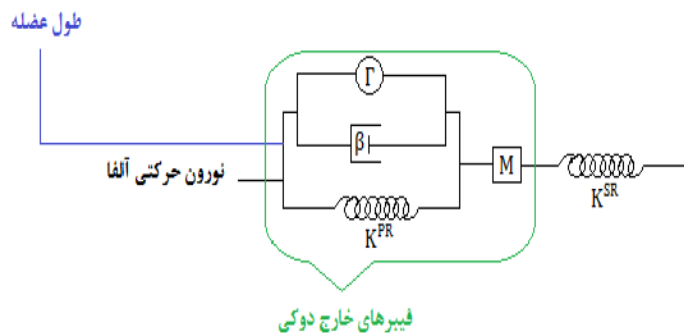
² Sterno cleidomastoid

³ Lesser Occipital Nerve

زدن عصب شوکی در طول کنار خلفی عضله ای استروکلید و ماستویید به بالا می آید تا به پوست بخش خارجی ناحیه ی اکسیپیتال^۱ و سطح داخلی لاله ی گوش وارد می شود. عصب جلدی عرضی^۲ از C2 و C3 از پشت بخش میانی کنار خلفی عضله ی استر نو کلید ماستویید ظاهر می شود. سپس در عرض عضله به جلو آمده و با دادن شاخه هایی به پوست سطوح قدامی و خارج گردن از تنه ی ماندیل تا جناغ ادامه می یابد. عصب سوپراکلاویکلار^۳ از C3 و C4 از زیر کنار خلفی عضله ی استروکلید و ماستویید ظاهر می شود و در نیمه ی خارجی گردن به پایین آمده و با عبور از روی دیواره ی قفسه ی سینه و ناحیه ی شانه تا سطح دنده ی دوم پایین می آید. سوپراکلاویکلار داخلی که از روی انتهای داخلی ترقوه عبور کرده و به پوست تا صفحه ی میانی عصب دهی می کند. سوپراکلاویکلار بینایی که از روی بخش میانی ترقوه می گذرد و به پوست دیواره ی قفسه ی سینه وارد می شود. سوپراکلاویکلار خارجی که از روی انتهای خارجی ترقوه می گذرد و به پوست روی شانه و نیمه ی فوقانی عضله ی دلتوئید وارد می شود همچنین به سطح خلفی شانه تا خار کتف نیز عصب می دهد [۴].

۴- مدل عضله، دوک عضلانی و گلژی تاندون

بررسی نحوه عصب دهی نورن ها یکی از موارد بحث می باشد که در این جا به آن پرداخته خواهد شد. نورون حرکتی آلفا وظیفه عصب دهی فیبرهای خارج دوکی را به عنوان ورودی بر عهده دارند. این نورونها از طریق اعصاب دستگاه عصبی مرکزی سبب اعمال تحریک به عضله میشوند. در حقیقت فعالیت اعصاب آوران مدل عضله به مدل نخاع (و یا مغز) هدایت می شوند و از نخاع به عنوان فعالیت نورون حرکتی آلفا به فیبرهای خارج دوکی باز خورد میشوند. فعالیت نورون حرکتی آلفا از روش ترکیب اعصاب آوران مربوط به دوک و گلژی بدست می آید. تحریک نورون حرکتی آلفا سبب اعمال نیرو به فیبرهای خارج دوکی میشود. فیبرهای خارج دوکی به صورت موازی با دوک های عضلانی قرار گرفته است. مدل مکانیکی فیبرهای خارج دوکی مشابه مدل هیل از دو فنر تشکیل شده که فنر با ضریب سختی کمتر (K^{SR}) مربوط به فیبرهای عضلانی و فنر سخت تر (K^{PR}) مربوط به بافت های همبند (اتصال دهنده بافتها و اندامهای بدن) است. منبع تحریک عصبی ایجاد شده در فیبرهای عضلانی، Γ نیرو نماد ویژگی دمپر مانند و نشان دهنده برهمپوشانی، β فیلامان های اکتین و میوزین است. M نیز جرم فیبرها را نشان می دهد، شکل ۳، این مدل را نشان می دهد [۵].



¹ Occipital

² Transverse Cutaneous Nerve

³ Supraclavicular Nerve

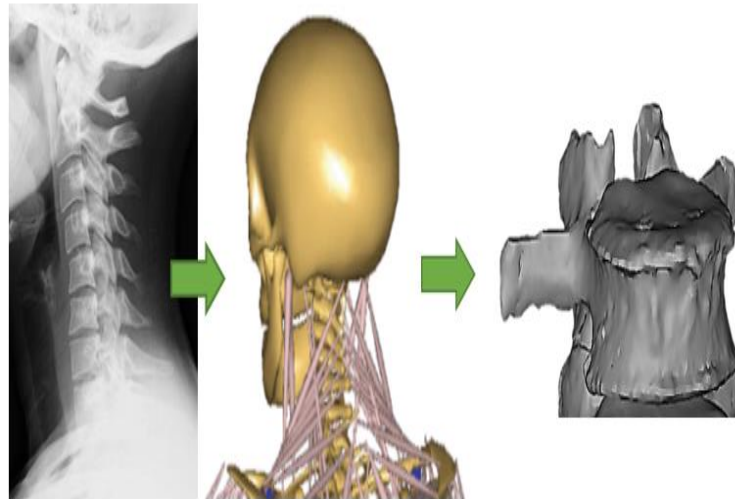
شکل ۳- مدل مکانیکی فیبرهای خارج دوکی [۵].

۵- بیماری‌های گردن

گردن درد مزمن شیوع بسیار بالایی در جامعه بشری دارد و یک علت رایج ناتوانی در بین جمعیت شاغل می‌باشد [۶]. درصد زیادی از دردهای ستون فقرات گردن و کمر در گروه اختلالات عملکردی قرار دارند و درصد کمی از آن‌ها به دلیل اختلالات آناتومیک می‌باشند. این دردها معمولاً تمایل به بهبودی خودبه‌خودی با گذشت زمان دارند اما در بعضی از بیماران تبدیل به دردهای مزمن میشوند که ممکن است منجر به ناتوانی طولانی مدت و هزینه‌های درمانی بالا گردد [۷]. علیرغم مساوی بودن وزن سر زنان و مردان، قدرت عضلات گردن زنان حدوداً نصف مردان است [۶]. از طرفی شیوع گردن درد در زنان بیشتر است [۶]، که احتمالاً عضلات نسبتاً ضعیف زنان، منجر به بروز سندرم خستگی عضلانی و در نتیجه شیوع بالاتر گردن درد میگردد [۶]. اگرچه گرفتن شرح حال و معاینات بالینی هنگام مراجعه بیماران میتواند یک علت زمینه‌ای را شناسایی کند، در اکثر موارد علت پاتولوژیک خاصی شناخته نمیشود و گردن درد غیر اختصاصی نامیده میشود [۸]. محققین بیان نمودند که گردن درد و کمر درد مزمن ممکن است منجر به تغییرات عصبی - عضلانی شوند که ستون فقرات را در معرض خطر آسیب‌های بعدی قرار می‌دهد [۹]. شناخت این گونه تغییرات میتواند منجر به بکارگیری روش‌های درمانی مناسب‌تر و ایجاد تغییرات موثرتر در سبک زندگی و کار گردد [۱۰]. در طی دهه‌های گذشته تحقیقات وسیعی جهت بررسی احتمال استفاده از تغییرات در فعالیت عضلانی به عنوان معیار تشخیص بین افراد سالم و بیمار صورت گرفته است. برخی مطالعات نشان داد که فعالیت الکترومیوگرافی عضلات شانه در افراد دارای مشکلات و دردهای گردنی شانه‌ای افزایش می‌یابد [۱۱]. چندین مطالعه بر روی تغییر الگوی فعالیت عضلات گردن در حین حرکات اندام فوقانی در افراد گردن درد مزمن انجام شده است. نتایج بیانگر بالاتر بودن میزان دامنه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات فلکسور و تراپزیوس فوقانی در افراد گردن درد مزمن حین انجام حرکات اندام فوقانی بوده است [۱۲].

مواد و روش‌ها

با توجه به اهمیت و بیان گفته شده در گردن نیز نوبت به مدل‌سازی و مراحل انجام پژوهش می‌رسد که این شبیه‌سازی و مراحل آن در شکل ۴، آمده است.



شکل ۴- اهداف پژوهش و شبیه سازی گردن.

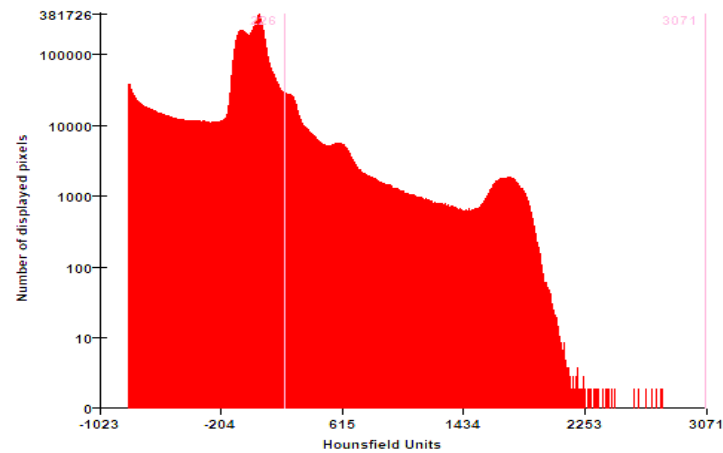
۱- استخراج استخوان گردن بیمار با استفاده از نرم افزار میمیکس

افزار میمیکس قابلیت‌های متعددی دارد که از جمله آن میتوان به توانایی آن در مش‌بندی در گونه‌های متفاوت، امکان انتخاب لایه‌های تصویر و نوع داده خروجی از نظر فرمت، امکان مشاهده تصویر به صورت همزمان در سه برش مختلف و مشاهده تغییرات هر یک حین انجام عمل ویرایش، امکان حذف نویز در تصویر و امکان اجرای همزمان چندین فیلتر تصویری و مشاهده تغییرات در لحظه بر مدل مربوط و غیره اشاره کرد. در این پژوهش بررسی استخوان فمور انجام خواهد شد. ابتدا عکس‌های فایل دایکام گردن بیمار به نرم افزار میمیکس [۸]. انتقال داده شده است تا مراحل بررسی عکس و مشکلات بیمار نیز صورت گیرد. تصاویر CT گردن بیمار با استفاده از ویژگی‌های خاص نرم افزار با میمیکس ۲۰ پردازش شده است. این مرحله اولیه به طراح ساخت پروتز امکان می‌دهد ساخت دقیق تری داشته باشد. همچنین به جراح اجازه می‌دهد تا قبل از هر برش جسمی، قسمت عمل را بصورت سه بعدی تجسم کند، به این ترتیب می‌توان استخوان‌های گردن خاص را انتخاب کرد، آنها را جدا کرد و پنهان کرد، تا قسمتهای مستقیم درگیر را که باید مورد مطالعه دقیق قرار گیرند، جدا کرد. عناصر پروتز به عنوان پرونده STL در پروژه Mimics وارد شدند تا در تهیه برنامه جراحی مورد استفاده قرار گیرند. این مطالعات موردی قصد دارد مثالی مفید از کاربرد Mimics برای محققان و جراحان باشد. همچنین، امکان تجزیه و تحلیل رایانه در همه مراحل یک مدل سه بعدی مجازی را که نشان‌دهنده داده‌های واقعی بیمار است، ارائه می‌دهد. جراح اجازه می‌دهد قبل از ایجاد برش واقعی، با شرایط بیمار سازگار شود [۱۳-۱۶] مراحل انجام شده در شکل ۵، آمده است.



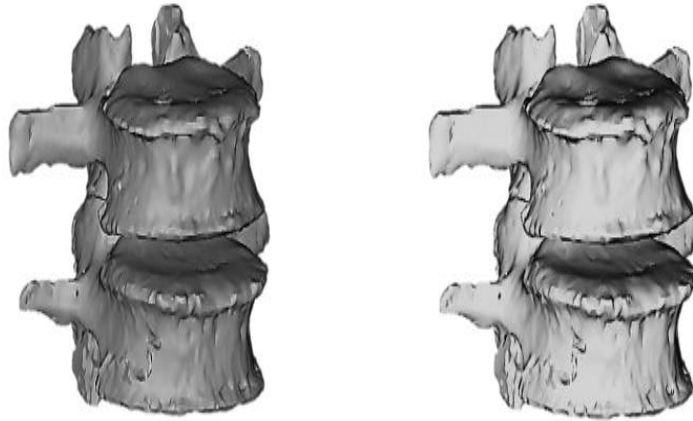
شکل ۵ - جداسازی استخوان گردن.

بررسی پرتو تابشی ایجاد شده در نرم افزار با توجه به این که استخوان گردن مورد ارزیابی قرار میگیرد بررسی شده است، که در شکل ۶، آمده است. در این قسمت با استفاده از نرم افزار محدوده تابش و میزان تابش لازم برای گردن، آمده است.



شکل ۶- بررسی پرتو تابشی به گردن.

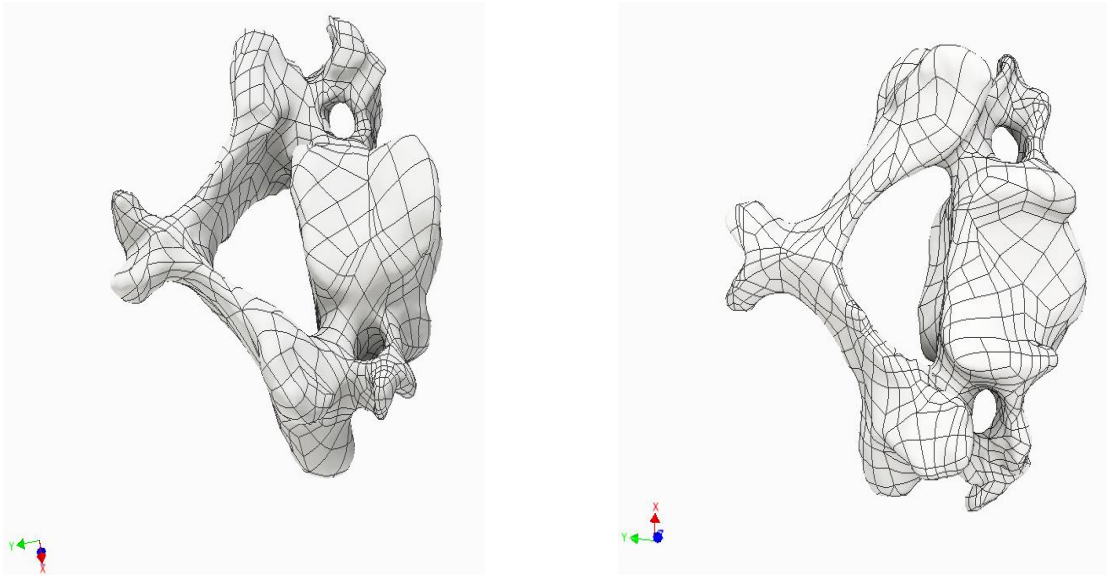
پس از آن که ویرایش های لازم صورت گرفت استخوان گردن نهایی به صورت شکل مقابل به دست خواهد آمد که در شکل ۷، آمده است.



شکل ۷- استخوان گردن نهایی بدست آمده با نرم افزار.

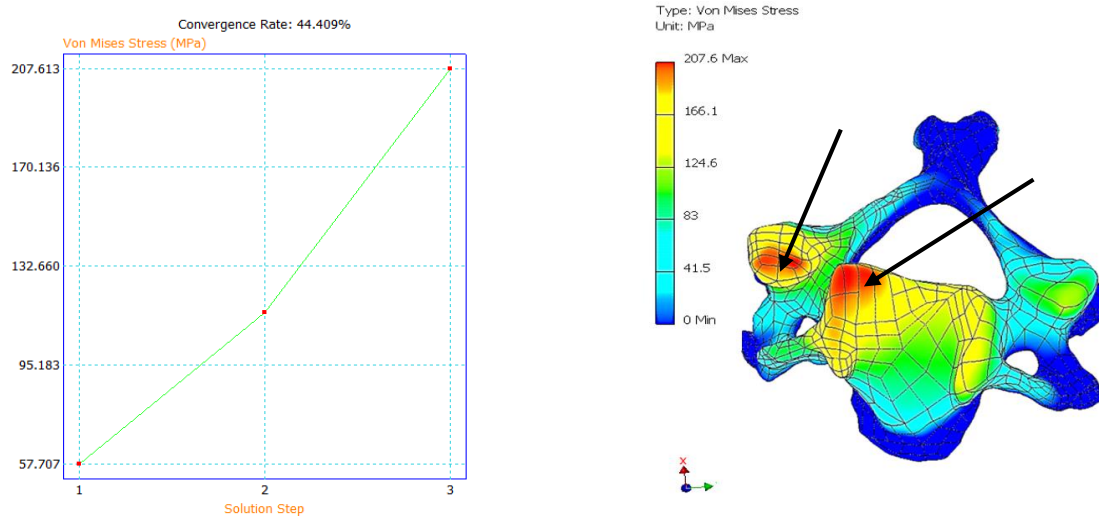
۲- المان محدود برای مهره های گردنی

از خواص مکانیکی مورد استفاده در مطالعه ان جی و تئو در سال ۲۰۰۱ استفاده شد [۱۷]. بدین ترتیب یک ماده معادل ایزوتروپیک، همگن خطی با مدول یانگ 10000 MPa و ضریب پواسون 0.29 برای مدل هندسی استخوان گردن در نظر گرفته شده است. با شبیه سازی شرایط مرزی و بارگذاری انجام شده در مطالعه مزبور، مدل حاضر تحلیل و تطابق محل تمرکز تنش در مدل با محل ایجاد شکستگی در نمونه بررسی شد. برای این تحلیل ها نیرویی معادل 100 نیوتون نیز بارگذاری روی آن انجام شده است. مش بندی استخوان در شکل ۸، آمده است.



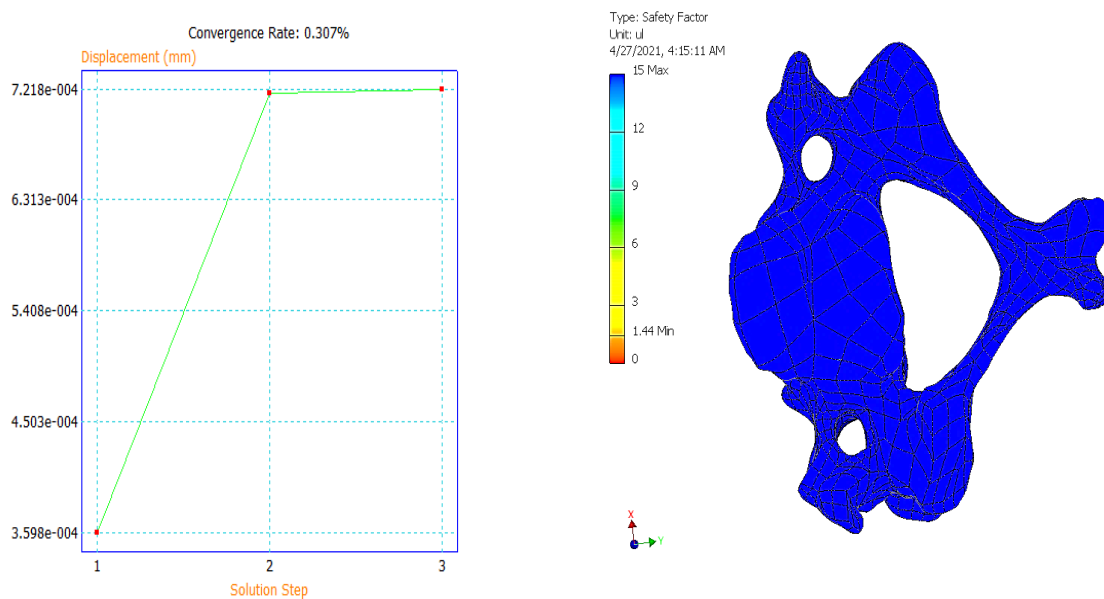
شکل ۸- مش بندی استخوان گردن در نرم افزار اینونتور.

بارگذاری در شکل ۹، آمده است و قسمت‌هایی که تحت اثر نیروی ۱۰۰ نیوتون قرار گرفته نیز در شکل نشان داده شده است.



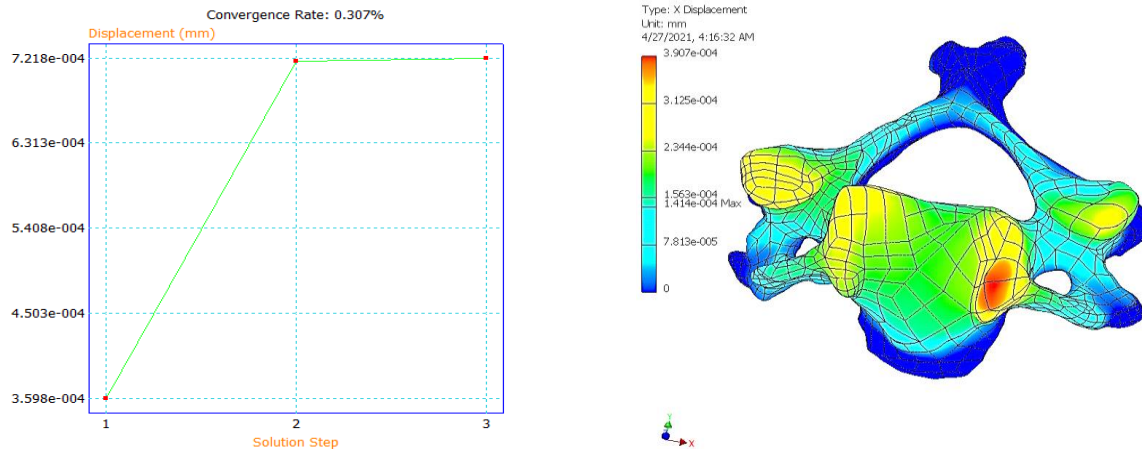
شکل ۹- نیروی وارد ۱۰۰ نیوتون بر روی گردن.

ضریب ایمنی در شکل ۱۰، آمده است و قسمت‌هایی که تحت اثر نیروی ۱۰۰ نیوتون قرار گرفته نیز در شکل نشان داده شده است.



شکل ۱۰- ضریب ایمنی در مهره ها

در نهایت میزان جابه‌جایی در شکل ۱۱، آمده است و این میزان جابه‌جایی در این شکل پیداست. که با توجه به خواص استخوان نیز میزان بسیار کمی دچار انعطاف شده و جابه‌جایی خواهد داشت.



شکل ۱۱- میزان جابه‌جایی از وارد نموده بار بر روی استخوان.

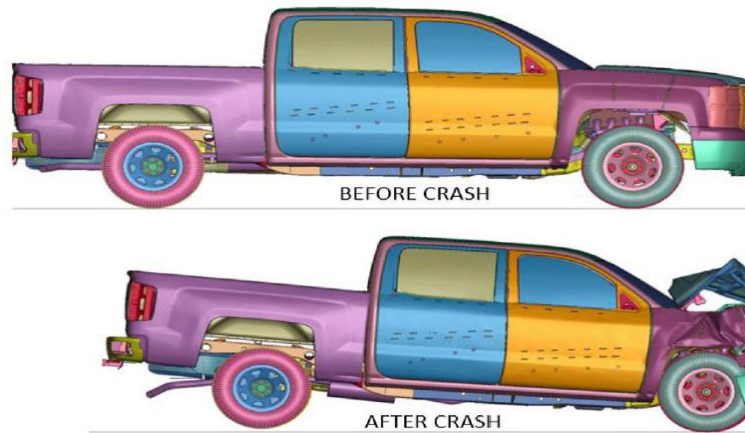
۳- بررسی در تصادفات

در سال ۲۰۱۹، ای پوتو آ پوتارا^۱ و همکاران، اولین مدل متن باز بدن انسان (HBM) برای ایمنی تصادف را بررسی نمودند. در نتیجه گیری هر دو استراتژی کنترل عضله باعث بهبود حرکت سر در مقایسه با سایر حرکت های غیرفعال می شود. مدل قابل مقایسه با پاسخ های سینماتیک داوطلب با مدلی کارآمد و بهتر است توسط این مدل با استفاده از عضلات فعال در تقلید از سیستم دهلیزی انسان به دست آمد [۱۸].

در سال ۲۰۲۱، گلشن نورثمر^۲ و همکاران به بررسی رویکردهای مدل سازی ریاضی تصادف خودرو پرداختند. تمرکز فزاینده بر ایمنی خودرو و سرنشینان در تصادفات خودرو نیاز به مطالعه قابلیت تصادف خودرو را در مراحل اولیه توسعه خودرو انگیزه اصلی این کار حمایت از وسیله نقلیه است طراحی قابلیت خرابی در طول فرآیند توسعه محصول دارد. این مقاله به دو بخش تقسیم می شود. اولی مدل های ریاضی موجود مورد استفاده برای حل مسائل مهندسی را مرور می کند. دومین بخش استراتژی های مدل سازی اعمال شده برای تکرار تصادف غیرخطی خودرو و سرنشین را شرح می دهد. آنها بیان نمودند [۱۹]. نتایج بررسی کار آنها در شکل ۱۲، آمده است.

¹ I Putu A. Putraa

² Gulshan Noorsumar



شکل ۱۲- بررسی نتایج کار گلشن نور ثمر و همکاران.

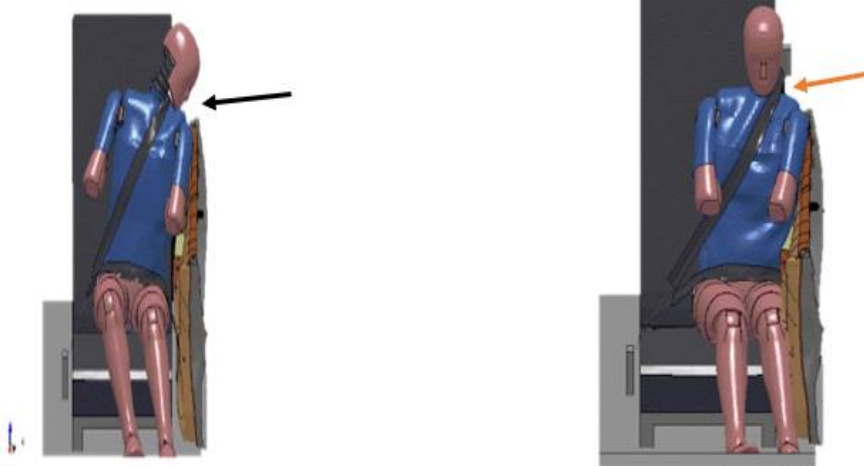
در سال ۲۰۲۲، سای چائو یانگ^۱ و همکاران نیز بر روی پیش‌بینی آسیب به منظور ارزیابی ایجاد کرد ایمنی سرنشینان در تصادفات رانندگی، با استفاده از شبیه‌سازی مدل بدن انسان برای تجزیه و تحلیل تأثیرات شدت تصادف، قد سرنشین، وضعیت بدنی سرنشین و سفتی مهار سرنشینان پرداختند. آنها با استفاده از توابعی که برای تصادفات به دست آوردند به این نتیجه رسیدند که چنین توابع به‌دست‌آمده می‌توانند به بهبود ایمنی خودرو کمک کند [۲۰].

در سال ۲۰۲۳، حسین بحرینی زاده^۲ و همکاران بر روی یک مدل سر-گردن FE متشکل از پوست سر، جمجمه، مهره‌ها و دیسک‌های گردن، ۱۴ رباط و ۴۲ عضلات گردن ما دقت هندسی تمام ساختارهای گفته شده مدل را ارزیابی کردند. مدل‌های بررسی شده می‌تواند به عنوان یک ابزار محاسباتی برای بررسی دقیق و جامع استفاده شود درک مکانیسم آسیب مغزی در بررسی‌های مختلف ضربه سر اطلاعاتی راجب به کنترل و جلوگیری از آسیب و سایر موارد را فراهم نماید [۲۱].

با استفاده از تحلیلی که از نرم‌افزار Is dyna به دست آمده نیز در شکل ۱۳، این آسیب‌ها قابل مشاهده می‌باشد هر گونه حرکت ناگهانی یا ضربه می‌تواند آسیب جبران‌ناپذیری داشته باشد و منجر به ایجاد قطع عضو و همین‌طور منجر به خسارات جبران‌ناپذیری برای بدن فرد شود. در شکل ۱۳، نیز زمان برخورد و قبل زمان برخورد با سرعت ۲۰ کیلومتر بر ساعت نیز نشان داده شده است.

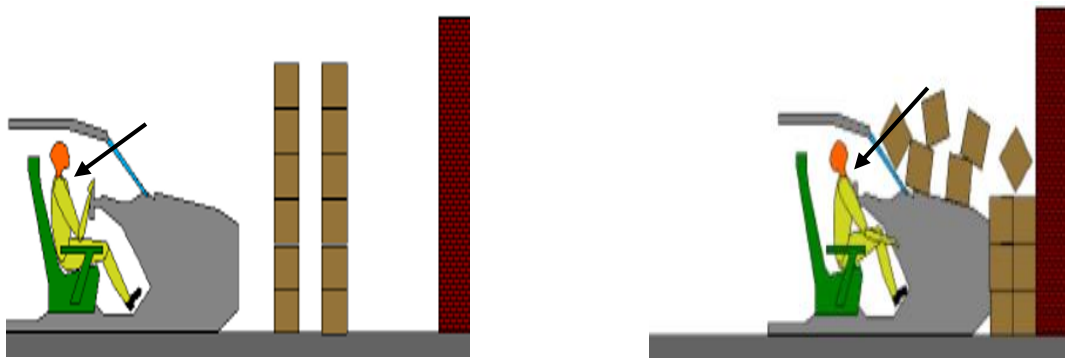
¹ Saichao Yang

² Hossein Bahreinizad



شکل ۱۳- بررسی آسیب های گردنی در تصادفات

با استفاده از نرم افزار ورکینگ مدل که از کتابخانه این نرم افزار به همراه چند نرم افزار کمکی دیگر مثل نرم- افزار شبیه ساز سه بعدی و بازسازی تصادفات برخورد و تصادف انتخاب شده است نیز در شکل ۱۴، قسمت اول نیز موقیت گردن با فلش مشخص شده است. با وارد شده ضربه به اتومبیل نیز میزان آسیب در شکل ۱۴ قسمت ب، آورده شده است.

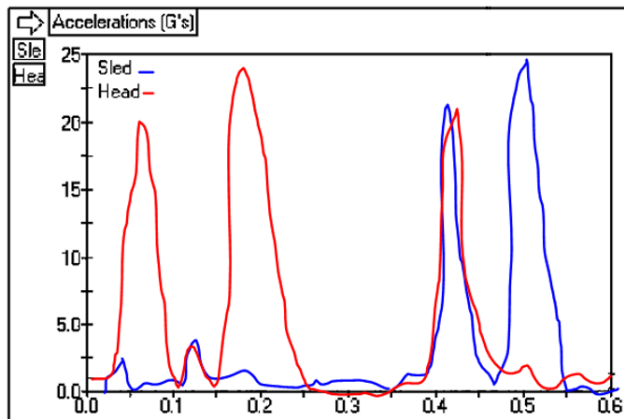


شکل ۱۴- بررسی تصادف در نرم افزار ورکینگ مدل^۲

نمودار حرکت گردن در مدت زمان کمتر یک ثانیه یعنی در حدود ۰/۶ ثانیه به نمایش گذاشته شده که با استفاده نرم افزار به دست آمده است. این نمودار در شکل ۱۴ آمده است.

¹ EDC HVE + HVE-2D + HVE-CSI 2017 v13

² Working Model 3D&2D



شکل ۱۵- نمودار شتاب و سرعت در گردن و مدل که قسمت افقی سرعت و قسمت عمودی شتاب را نشان می دهد.

آسیب مشاهده شده در اثر برخورد اتومبیل با یک جسم ساکن نشان داده شده است. نوعی دیگر آسیب در تصادفات آسیب شلاقی گردن اغلب به دنبال کشش، خمیدگی یا چرخش بیش از حد و شدید گردن ایجاد می شود و باعث درد گردن و علائم دیگری می شود. بروز صدمات شلاقی در تصادفات رانندگی شایع است. بیشترین موارد آسیب دیدگی شلاقی در اثر برخورد یک ماشین از عقب خودرو و در سرعت کمتر از ۱۴ مایل در ساعت رخ می دهد. در این وضعیت بیماران دچار سفتی و درد در گردن، درد مفاصل پشت سر، درد کمر در ناحیه قفسه سینه و یا درد ناحیه لامبر کمر و درد اندامهای فوقانی و پارسازی می باشند. اگرچه معمولاً آسیب شلاقی فقط باعث وارد شدن صدمه به بافت های نرم گردن می شود اما در هر صورت پزشک از عکسبرداری اشعه ایکس ستون فقرات گردنی برای بررسی مواردی که در آنها علائم برای مدت طولانی باقی مانده و از بین نرفته اند و به منظور رد کردن احتمال سایر مشکلات یا آسیب های نخاعی، استفاده می کند.

بحث

هدف از ارائه این تحقیق مدلسازی دقیق سه بعدی المان محدود مهره گردنی و بررسی سیستم کنترل عصبی عضلانی در گردن همچنین بررسی آسیبهای تصدعات گردنی بود که به منظور بررسی توزیع تنش در نواحی مختلف آن است. در مقاله حاضر، به منظور بررسی، نیروهای فشاری برشی اعمال شد. نتایج حاکی از آن بود که مقدار بیشترین تنش در بارگذاری مستقیم قدامی نسبت به حالات دیگر بیشتر است. جهت بردار نیرو، عامل مهمی در آسیب های گردنی می باشد که حتی در مرحله بعد در توانبخشی و ساخت ارتزها بسیار ضروری می باشد. این مطلب به طور کامل با نتایج مقاله حاضر مطابقت دارد. بطور کلی، نتایج مقاله حاضر بیانگر بیشتر بودن تنش بیشینه در بارگذاری مستقیم قدامی نسبت به حالات دیگر است. با توجه به مطالب فوق و تکمیل و بهبود مدل المان محدود، میتوان به نتایج بهتری در بررسی مهره های گردنی رسید که خود می تواند برای ساخت ارتزها و پروتزها و حتی دستگاههای توان بخشی مورد بررسی قرار گیرد.

نتیجه

هدف از بررسی و ارگونومی و المان محدود گردن رسیدن به حالتی است که بتوان بررسی توزیع نیرو را روی مهره‌های گردنی انجام داد حالتی که گردن در فرم بدی قرار بگیرد می‌تواند روی گردن افراد اثر گذارد که در سنین مختلف مورد اهمیت است و می‌تواند آسیب‌های جبران ناپذیری را ایجاد کند که حتی در برخی از مشاغل مثل دندانپزشکی و کار با کامپیوتر و.. وحتى تمرین دادن درمانگر به مددجو مورد اهمیت باشد. با بررسی نتایج به دست آمده از تحلیل المان محدود مدل سه بعدی مهره‌های گردن، از مقاله حاضر چنین نتیجه‌گیری میشود که جهت بردار نیرو و وضعیت سر هنگام اعمال نیرو، از عوامل مؤثر نحوه نگهداری گردن در حالت‌های مختلف و ایجاد آسیب‌های مختلف میباشد. بیشتر بودن تنش بیشینه در بارگذاری قدامی نسبت به حالات دیگر بیانگر احتمال بیشتر وقوع این نوع صدمه در صورت اعمال نیرو در حالت اکستنشن نسبت به فلکشن، خمش جانبی یا چرخش سر است.

پیشنهاد

با توجه به مطالب بیان شده نیز ایجاد ارتزهای گردنی در کارهای حساس برای گردن طراحی شود و بر روی ارتزهای گردنی متناسب با بیماری‌های موجود برای گردن و حتی تصادفات پژوهش‌هایی صورت گیرد. ارتباط موارد گفته شده با آسیب‌های تصادفات میتواند مورد بررسی قرار گیرد و استاندارد سازی فضای سر نشین و حفظ موقیت گردنی برای جلوگیری از آسیب‌های شدید در پژوهش‌های بعدی توصیه می‌شود.

منابع و مراجع

- [۱] Richard L. Drake, A. Wayne Vogl, Adam W.M. Mitchell- "Gray's Anatomy for Students 2th Edition," (2010).
- [۲] Vannini V. Pogliani. G. "The Color Atlas of Human Anatomy" . Beekman House New York. (1979).
- [۳] Sanchez AR 2nd, sugaliski MT, Laprade RF: "Anatomy and biomechanics of the lateral side of the hand". Sports Med Artbrosc 14: 2-11, (2009).
- [۴] Keith L. Moor, "Clinically oriented Anatomy " ,Williams & Wilkins 8 th edition, (2006).
- [۵] C. K. Lin and P. E. Crago," Structural model of the muscle spindle,"IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 30, pp. 68-83, 2002.
- [۶] Airaksinen MK, Kankaanpaa M, Aranko O, Leinonen V, Arokoski JP, Airaksinen O. Wireless on-line electromyography in recording neck muscle function: a pilot study. Pathophysiology 2005; 12(4): 303-306.
- [۷] Aromaa A, Koskinen S. Health and functional capacity in Finland. Baseline results of the Health 2000 Health Examination Survey. Helsinki: Publications of the National Public Health Institute, 2002.
- [۸] Hoving JL, Koes BW, de Vet CW, van der Windt DA, Assendelt WJ, van Mameren H, et al. Manual therapy, physical therapy, or Continued care by a general practitioner for patients with neck pain. A randomized, Controlled trial. Ann Intern Med 2002; 136(10): 713-722.
- [۹] Murphy BA, Marshall PW, Taylor HH. The cervical flexion-relaxation ratio: reproducibility and comparison between chronic neck pain patients and controls. Spine (Phila Pa 1976) 2010; 35(24): 2103-2108.
- [۱۰] Carroll LJ, Hogg-Johnson S, van der Velde G, Haldeman S, Holm LW, Carragee EJ, et al. Course and prognostic factors for neck pain in the general population: results of the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. Spine (Phila Pa 1976) 2008; 33(4

- Suppl): S74-81.
- [۱۱] Kallenberg LA, Hermens HJ, Vollenbroek- Hutten MMR. Distinction between computer workers with and without work-related neckshoulder complaints based on multiple surface EMG parameters. *Int J Ind Ergonom* 2006; 36, 921-929.
- [۱۲] Falla D, Bilenkij G, Jull G. Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. *Spine (Phila Pa 1976)* 2004; 29(13): 1436-1440.
- [۱۳] Kashi, A.R., Saha, S. and Christensen, R.W. (2007) 'History of TMJ implants, TMJ reconstructive surgery and future research directions', *International Journal of Medical Implants and Devices*, Vol. 2, No. 2, 66pp.
- [۱۴] Mimics Student Edition Course Book (2010) Published by Materialise NV as teaching support. Mimics Tutorial (2009) Mimics software help, Materialise NV.
- [۱۵]. Xia, J.J., Gateno, J. and Teichgraeber, J.F. (2005) 'Three-dimensional computer-aided surgical simulation for maxillofacial surgery', in *Atlas Oral Maxillofacial Surg. Clin. Am.*, March, Vol. 13, No. 1, pp.25-39.
- [۱۶] Karimkhani, Behzad and Mousavi, Seyed Ali and Nasiri, Fatemeh, 1400, Simulation and finite element analysis of the femur bone based on the output of CT scan images of the patient, Fourth National Conference on New Technologies in Electrical, Computer and Mechanical Engineering of Iran, Tehran, <https://civilica.com/doc/1292764>
- [۱۷] Teo EC, Ng HW; First cervical vertebra (atlas) fracture mechanism studies using finite element method; *Journal of Biomechanics* 2001; 34:13-21.
- [۱۸] Putra, I. P. A., Iraeus, J., Thomson, R., Svensson, M. Y., Linder, A., & Sato, F. (2019). Comparison of control strategies for the cervical muscles of an average female head-neck finite element model. *Traffic injury prevention*, 20(sup2), S116-S122.
- [۱۹] Noorsumar, G., Rogovchenko, S., Robbersmyr, K. G., & Vysochinskiy, D. (2022). Mathematical models for assessment of vehicle crashworthiness: a review. *International journal of crashworthiness*, 27(5), 1545-1559.
- [۲۰] Yang, S., Zhou, Q., Nie, B., Tang, J., Yamamae, Y., & Katsuhara, T. (2022). A human body model based method for injury risk prediction considering occupant stature and posture. *International Journal of Crashworthiness*, 1- 13.
- [۲۱] Bahreinizad, H., Chowdhury, S. K., Wei, L., Paulon, G., & Santos, F. (2023). Development and Validation of an MRI-Derived Head-Neck Finite Element Model. *bioRxiv*, 2023-02.