مجله نخبگان علوم و مهندسی

Journal of Science and Engineering Elites

جلد ۶- شماره ۶ - سال ۱۴۰۰

www.ElitesJournal.ir

طراحی و شبیه سازی یک نمونه ارتز زانو جهت ایجاد ثبات قدامی خلفی

بهزاد کریم خانی[1*] ، سید علی موسوی[2] ، حسین محمدی جوزدانی[3]

۱- دانشجوی ارشد مهندسی پزشکی گرایش بیومکانیک، گروه مهندسی مکانیک، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران

۲- استادیار، گروه مهندسی مکانیک، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران

۳- دانشجو ارشد مهندسی پزشکی گرایش توانبخشی، گروه مهندسی مکانیک، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران

*b.karimkhani2020@gmail.com

ارسال: دی ماه ۱۴۰۰ پذیرش: بهمن ماه ۱۴۰۰

چکیده

زانو یکی از مهم‌ترین اندام‌های موجود در بدن انسان می‌باشد و همچنین یکی از نقاط اثر پذیر ناشی از وزن در بدن انسان می‌باشد که آسیب در این بخش می‌تواند منجر به اختلال در راه رفتن فرد شود. با توجه به حرکات زانو و بارگذاری‌های روی زانو معمولا بعد از آسیب دیدن یکی از موارد جهت بهبود آسیب، جراحی و فیزیوتراپی می‌باشد. علاوه بر موارد گفته شده یکی دیگر از این موارد استفاده از وسایلی مثل ارتز می باشد که باید برای استفاده از آن طراحی دقیقی داشت و به مواردی مثل نوع کاربری ، میزان فشار، قابل تحمل بودن ارتز از نظر استحکام متناسب با وزن بدن فرد و مواد، دقت نمود. طراحی و استفاده اشتباه می تواند منجر به آسیب شود که مشکلات جبران ناپذیری را می تواند به همراه داشته باشد. در این پژوهش ابتدا به آناتومی زانو پرداخته خواهد شد، سپس به بررسی ارتز و طراحی آن در نرم افزار اینونتور پرداخته خواهد شد. سپس زانو طراحی شده با نرم‌افزار میمیکس مورد استفاده قرار می‌گیرد و به تعامل آن با ارتز در نرم‌افزار اینونتور پرداخته خواهد شد و در نهایت به نتایج حاصل از المان محدود آن در نرم افزار اینونتور پرداخته خواهد شد.

کلمات کلیدی: زانو، ارتز ، المان محدود، شبیه سازی، نیرو.

۱- مقدمه

۱-۱- آناتومی استخوان و مفاصل زانو

زانو از کنار هم قرار گرفتن سه استخوان درست شده است. قسمت پایینی استخوان ران در بالا و قسمت بالایی استخوان درشت نی (تیبیا[1]) در پایین مهمترین استخوان های تشکیل دهنده زانو هستند. در قسمت جلوی پایین ترین قسمت استخوان ران استخوانی به

[1] Tibia

نام کشکک یا پاتلا[1] قرار گرفته است. در کنار استخوان درشت نی هم استخوان نازک نی (فیبولا[2]) قرار دارد. پس زانو در واقع دو مفصل است که عبارتند از:

۱- مفصل تیبیوفمورال[3]: این مفصل از کنار هم قرار گرفتن استخوان ران و درشت نی درست می شود.

۲- مفصل پاتلوفمورال[4]: این مفصل از کنار هم قرار گرفتن استخوان کشکک و ران درست می شود.

معمولا مقصود از مفصل زانو مفصل تیبیوفمورال است مگر اینکه نام دیگری ذکر شود. مفصل تیبیوفیبولار بالایی[5] که از کنار هم قرار گرفتن سر بالایی استخوان فیبولا و استخوان تیبیا (درشت نی) درست شده است هم در کنار مفاصل بالا است ولی کپسول مفصلی آن از مفاصل قبل جدا است. این مفصل حرکات کمی دارد.

انتهایی پایینی استخوان ران یا فمور[6] بزرگ و پهن شده و بصورت دو نیم کره درآمده که در کنار یکدیگر قرار گرفته اند و به هر کدام از آنها کندیل[7] می گویند. پس انتهای پایینی یا تحتانی استخوان ران دو کندیل داخلی یا مدیال[8] و خارجی یا لترال[9] دارد.

انحنای کندیل ها در قسمت عقب کمتر از جلو است و این شکل خاص موجب می شود تا لیگامان های جانبی یا کلترال زانو در حالت فلکشن یا خم، کمی شل تر شده و اجازه دهند تا در این وضعیت ساق تا حدودی حول محور طولی خود چرخش داشته باشد[۲].

۱-۲- نیمرخ زانو

بالای استخوان درشت نی بصورت حجیم و بزرگتری درآمده و در سطح بالایی آن یک سطح تقریبا صاف ایجاد شده که به آن صفحه یا پلاتوی تیبیا[10] می گویند.

پلاتوی تیبیا شامل دو قسمت داخلی و خارجی است و در وسط آن دو برجستگی های خاری شکلی وجود دارند که به آنها برجستگی یا امی ننس های تیبیا[11] می گویند. دو امی ننس داخلی و خارجی در وسط پلاتوی تیبیا وجود دارد.

کندیل های استخوان ران بر روی دو سطح داخلی و خارجی پلاتوی تیبیا قرار می گیرند. بین دو کندیل داخلی و خارجی استخوان ران شیاری وجود دارد که استخوان کشکک بر روی این شیار قرار گرفته و می تواند بر روی شیار به سمت بالا و پایین حرکت کند. به این شیار، شیار پاتلوفمورال[12] می گویند[۲].

۱-۳- آناتومی عضلات زانو

دو دسته عمده عضلات در ناحیه ران وجود دارند که بر روی زانو اعمال اثر می کنند. عضلات چهارسر یا کوادری سپس[13] در جلوی استخوان ران قرار دارند و به توسط زردپی یا تاندونی به همین نام به لبه بالایی استخوان کشکک متصل می شوند. از لبه پایینی کشکک هم یک باند فیبرو محکم به نام زردپی یا تاندون کشکک[14] خارج شده و به یک برجستگی در قسمت بالایی و جلویی استخوان درشت نی به نام توبروزیته تیبا[15] می چسبد. با انقباض عضله چهارسر تاندون چهارسر و بدنبال آن کشکک و بدنبال آن تاندون کشکک به بالا حرکت کرده و زانو صاف می شود.

---

[1] Patella
[2] Fibula
[3] Tibiofemoral joint
[4] Patellofemoral joint
[5] Superior tibiofibular joint
[6] Femur
[7] Condyle
[8] Medial condyle
[9] Lateral condyle
[10] Tibial plateau
[11] Tibial eminence
[12] Patellofemoral groove
[13] Quadriceps muscles
[14] Patellar tendon
[15] Tibial tuberosity

وظیفه استخوان کشکک این است که فاصله تاندون چهارسر را از مفصل زانو بیشتر کرده و در نتیجه مانند یک اهرم نیروی عضله چهارسر را بیشتر کند. با انقباض عضله چهارسر کشکک در داخل شیار بین دو کندیل به سمت بالا و پایین حرکت می کند. اتصال عضلات چهارسر به پایین فقط از طریق تاندون چهارسر نیست بلکه در دو طرف تاندون چهارسر هم پرده های بافتی محکمی قرار دارند که از زیر عضله چهارسر خارج شده اند.

این پرده ها در واقع امتداد تاندون چهارسر به خارج و داخل هستند و به آن ها رتیناکولای کشکک[1] می گویند. این پرده ها در دو طرف استخوان کشکک قرار دارند. در واقع می توان گفت از سطح زیرین عضله چهارسر یک تاندون پهن بشکل پرده خارج شده و با سمت پایین آمده و به سطح جلویی و بالایی تیبیا متصل می شود ولی قسمتی از این تاندون پهن در وسط کلفت تر شده که به آن نام تاندون چهارسر را نهاده اند و استخوان کشکک در واقع در داخل این تاندون قرار دارد.

تاندون چهارسر و تاندون کشککی در واقع یک تاندون با اسمی متفاوت هستند که استخوان کشکک را در درون خود جای داده اند. مجموع تاندون های چهارسر و کشکک و تاندون کشکک و پرده های دو طرف استخوان کشکک را کلا مکانیسم اکستانسور[2] می گویند. اکستانسور به معنای باز کننده است و مقصود بازکننده و مستقیم کننده مفصل زانو است. با انقباض عضلات همسترینگ زانو خم شده و با انقباض عضلات کوادری سپس یا چهارسر ران زانو خم می شود. عضلات همسترینگ[3] در سطح پشتی یا خلفی استخوان ران قرار داشته و به توسط تاندون های همسترینگ که به بالا و پشت تیبیا متصل می شوند زانو را خم می کنند. عضلات همسترینگ در پشت ران هستند[۳].

۲- ارتز ها

یکی دیگر از روش های کمک درمانی به استفاده از ارتز ها و وسایل کمکی دیگر در دهه های اخیر افزوده شده است. بنابراین وسایل کمکی برای افراد طراحی و ساخته شد تا به هدف اصلی علم توانبخشی که همان استقال فردی است دست پیدا کنند،[۱۳]. این وسایل کمکی ارتز نامیده می شوند و از مواد گوناگونی مانند پالستیک و فلز و کربن و... ساخته می شوند . ارتز ها درکنار اعضای بدن به ویژه تنه و اندام تحتانی قرار می گیرند تا به و ظایف خود یعنی، حمایت از وزن بدن، اصلاح ناهنجاری ها، جلوگیری از ناهنجاری ها، کنترل حرکات نا خواسته و یا بهبود عمل کرد بخش های متحرک بدن عمل کنند. استفاده از ار تز ها پیشینه ای بلند داشته و از گذشته تاکنون مورد استفاده قرار میگرفتند و با پیشرفت علوم مهندسی و پزشکی، فناوری طراحی وساخت ارتز ها نیز پیشرفت کرده و در طراحی آن ها با توجه به شرایط دقت بیشتری صورت گرفته است. مهندسان همواره در صدد آن بوده اند که ارتزی طراحی کنند که سبک وزن بوده و هنگام حرکت انرژی زیادی مصرف نکند[۴و۵].

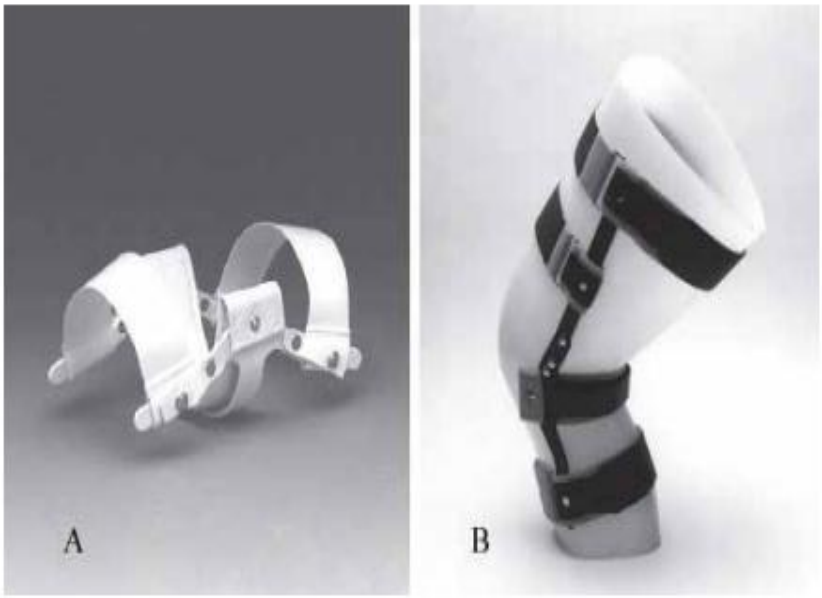
۲-۱- اهمیت ارتزها

یکی از مشکلات افراد مبتلا به سکته مغزی و برخی اختلالات عصبی دیگر، عقب زدگی زانو، حاصل از ضعف ایزوله کوادریسپس است. در این مورد یک ارتز زانو می تواند نقش مؤثری جهت بهبودی یا پیشگیری داشته باشد. با این حال،با توجه به نوع آسیب یک عصا می تواند کفایت کند، بهترین گزینه به حساب آید. نمونهٔ ارتز زانو برای مشکل عقب زدگی [4] شکل ۱، مفصلدار و بدون مفصل است که از طرح سه نقطه فشار برای ایجاد فلکشن در زانو استفاده می شود،[۶].

نوع بدون مفصل این ارتز در گذشته بیشتر کاربرد داشت، ولی امروزه تجویز آن تقریباً منسوخ شده است. چون نوع بدون مفصل اجازهٔ هیچ حرکتی را به زانو نمی دهد. درحالیکه نوع مفصل دار اجازهٔ حرکت کامل فلکشن را به زانو داده ولی از اکستنشن بیش از حد جلوگیری به عمل می آورد. در نوع مفصلدار از یک سیستم ۳ نقطه فشار استفاده میشود بطوریکه دو نیرو در قسمت قدام ران و زانو با یک نیرو از قسمت خلف در ناحیهٔ پوپلیتئال برای کنترل عقب زدگی زانو اعمال می شوند. همچنین به منظور

[1] Patellar retinacula
[2] Extensor mechanism
[3] Hamstring muscles
[4] Cage knee Swedish

ایجاد بازوی اهرمی بهتر، یک شل رانی دیگر نیز در راستای شل اصلی ران اضافه می گردد. در موارد عقب زدگی شدید زانو بهتر است از یک ارتز با بـازوی اهرمـی بلنـدتر مثل یک KAFO استفاده شود [۷و۸].



شکل۱- ارتزی زانو Swedish؛ (A) بدون مفصل ، (B) مفصل دار[۹]

برای کنترل عقب زدگی زانو حتی میتوان از یک AFO بدون مفصل کـه مـانع حرکـت پلانتارفلکشن می شود نیز بهره برد. این نوع درمان در مواردی که علاوه بر مشکل زانو، مفاصل مچ و سابتالار نیز دچار مشکل شده اند، مورد استفاده قرار می گیرد. هرچه AFO سـخت تـر و مقـاوم تـر باشد، در مرحلهٔ هیل استرایک گشتاور فلکسوری بهتری روی زانـو ایجـاد کـرده و از مشـکل عقـب زدگی زانو، بهتر جلوگیری می کند. حتی اگر زاویهٔ مچ پا در AFO در چند درجـه دورسـی فلکشـن قرار گرفته باشد، در مرحلهٔ مید-استنس نیز کنترل بهتری روی زانو برای جلـوگیری از بـروز عقـب زدگی آن اعمال خواهد نمود [۴و۵]. پیش از تماس پا با زمـین در حرکـت فـرود عضـلات اکستنسـور زانو وپلانتار فلکسور فعـال مـی گردنـد تـا نیروهـای اعمـال شـده در هنگام تمـاس را جـذب کننـد[۲۲ و ۱۰].

۳- طراحی

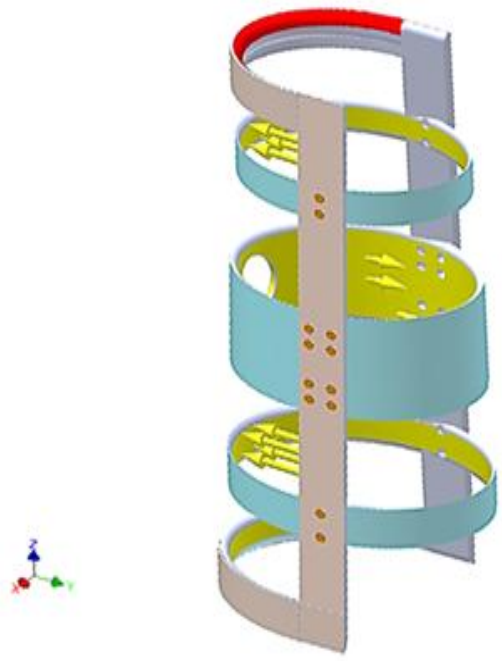
در این پژوهش سعی شده اثرات ارتز بدون مفاصل مدرج بررسی شود، نوع بدون مفصل این ارتز که در گذشته بیشتر کاربرد داشت، ولـی امـروزه تجـویز آن تقریبـاً منسوخ شده است. چون نوع بدون مفصل اجازهٔ هیچ حرکتی را به زانـو نمـیدهـد. که به آن پرداخته خواهد شد، و با استفاده از اطلاعات نرم افزاری به آن پرداخته خواهد شد.

۳-۱- موارد طراحی

۳-۱-۱- طراحی ارتز در نرم افزار اینونتور

این ارتز در نرم افزار اینونتور[1] طراحی شده است، که پس از طراحی شکل ارتز به صورت شکل زیر می باشد. ابتدا برای بررسی بهتر ارتز و بررسی نیروهای وارد برآن در نرم افزار طراحی شده است. طراحی یکی از راههایی است که به کاهش هزینه در ساخت کمک شایانی می کند.

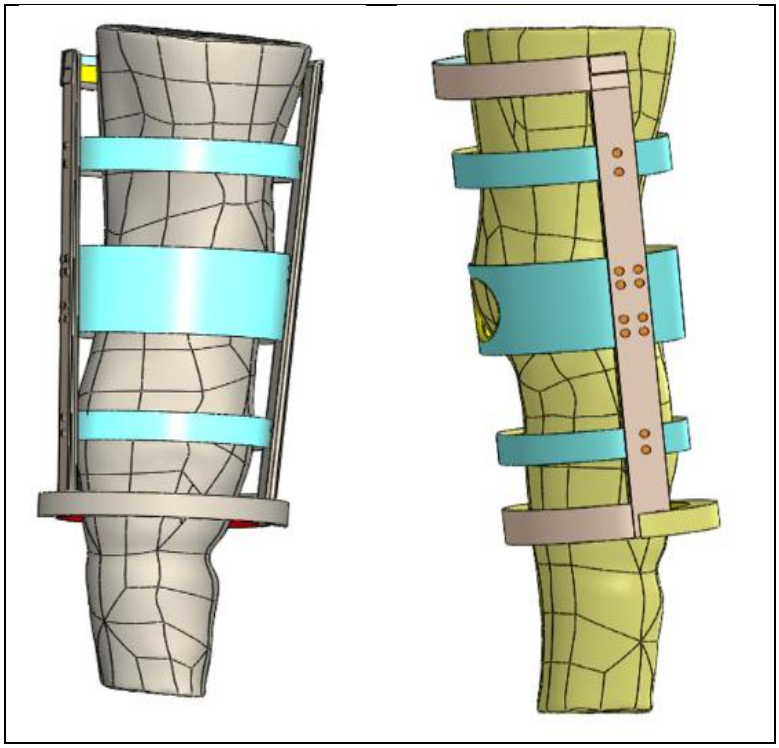
[1] Autodesk Inventor Professional 2016



شکل ۲- ارتز زانو طراحی شده در نرم افزار اینونتور

۳-۱-۲- طراحی ارتز در نرم افزار میمیکس[1]

بعد از این مرحله لازم به وجود یک زانو است تا شبیه سازی ارتز انجام شود. با استفاده از عکس های سی تی اسکن این قسمت در نرم افزار میمیکس صورت گرفته است . بعد از آن نیز با استفاده از آن مرحله اسمبلی صورت می گیرد که ارتز ایجاد شده به شکل ۳ در خواهد آمد.



شکل ۳- ارتز طراحی شده به همراه زانو با استفاده از نرم افزار میمیکس و اینونتورکه نماهای مختلف در نرم افزار اینونتور نمایش داده شده است

[1] Mimics Research 20.0

شکل ۳، نماهای مختلف ارتز زانو به همراه زانو را نشان می‌دهد . با استفاده از نماهای مختلف که از نرم افزار اینونتور به دست آمده نیز ارتز به دست آمده است. همانطور که مشخص است نماهای مختلف ارتز قابل بررسی میباشد. پس از انجام مراحل فوق اکنون به بررسی نیروهای وارد بر ارتز می باشد که به آن پرداخته خواهد شد.

۴– المان محدود

با استفاده از نرم افزار اینونتور نیروهای وارد بر ارتز بررسی شده است. یکی از عوامل موثر در بروز آسیب، میزان نیروهای وارده به مفاصل اندام تحتانی است[۱۱و۱۲].

عواملی که در بزرگی میزان بار، میزان کاربرد نیروهای فرود بر قسمت های مختلف بدن یا میزان بار معیاری در جهت میزان فشار اثر می‌گذارند شامل ارتفاع فرود، سرعت حرکت، نوع کفش، موقعیت و سطح فرود، وزن بدن و نیز نحوه ی وارد شدن آن بر سطح مقطع خود است [۱۴–۱۷]. نیروهای عمودی عکس العمل زمین پارامترهایی هستند که نحوه فرود نیرو را از لحاظ میزان شدت توصیف می کنند [۱۸]. با توجه به این که در افراد مختلف این بارگذاری می تواند متفاوت باشد در جدول ۱، این بارگذاری به صورت میانگین در زانو افراد آمده است [۱۹].

جدول ۱- بارگذاری نیرو بر زانو

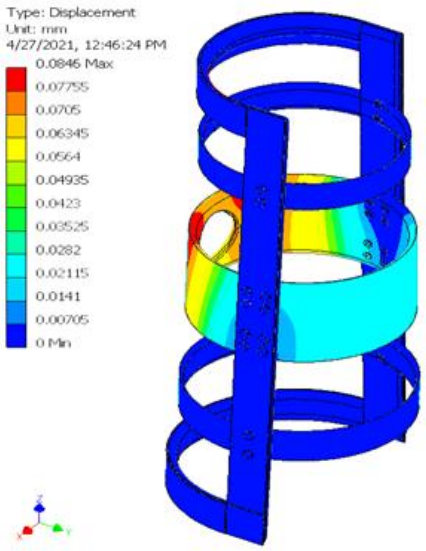
گروه		ارتفاع (سانتی متر)	میانگین و انحراف استاندارد
نرخ بار گذاری (نیوتون بر ثانیه)	زانوی طبیعی	۲۰	۱۴۸/۲ ± ۸۴/۱۰
نرخ بار گذاری (نیوتون بر ثانیه)	زانوی طبیعی	۴۰	۳۴۴/۷ ± ۱۲۲/۵
نرخ بار گذاری (نیوتون بر ثانیه)	زانوی طبیعی	۶۰	۶۵۶/۶ ± ۱۵۰

بعد از اطلاع از حدود بارگذاری زانو اکنون نوبت به بررسی تعامل نیرو ارتز و زانو می رسد. برای یک فرد بالغ این بارگذاری صورت گرفته که مشخصات آن در جدول ۲آمده است[۲۰].

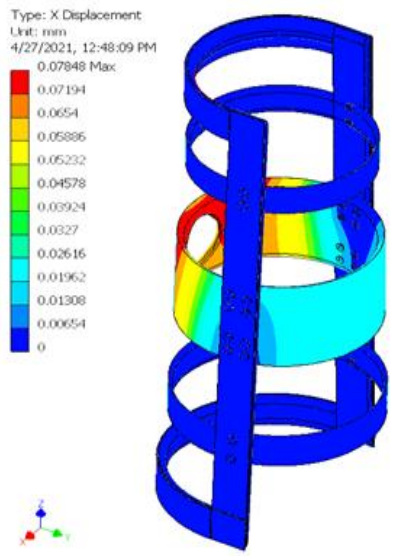
جدول ۲- مشخصات آزمودنی

وزن(کیلو گرم)	قد (متر)	
۵۰±۵	۱/۵۶ ± ۰/۴۵	**نمونه**

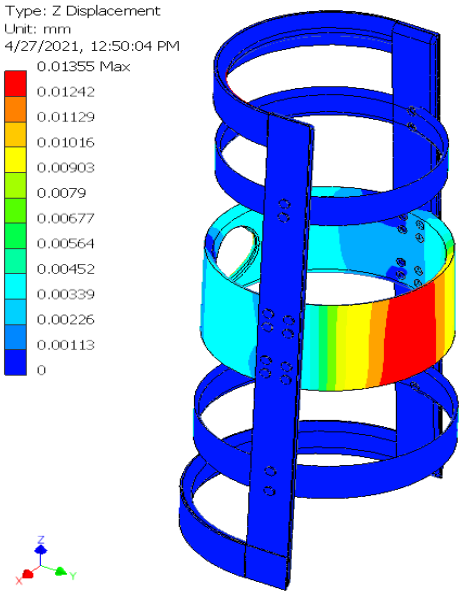
با توجه به بررسی تعامل ارتز و زانو و بالعکس[۲۱]، اکنون نوبت به بارگذاری نیروها در ارتز موجود می باشد. با استفاده از محیط آنالیز نرم افزار اینونتور این عمل صورت می گیرد. پس ازتعیین جنس ارتز در نرم افزار اینونتور که برای اسکلت اصلی آلومینیوم و برای قسمت ورقه ها از ورق ترموپلاستیک استفاده شده است[۱۳]. نتایج تحلیل حاصل از ارتز برای فردی معادل ۸۸ کیلو گرم است که نمودار جابجایی ارتز به صورت شکل ۴ می باشد که یک نمونه اولیه دارا می باشد و تغییر شکل ارتز پس از اعمال نیرو در راستای های مختلف را نشان می دهد.



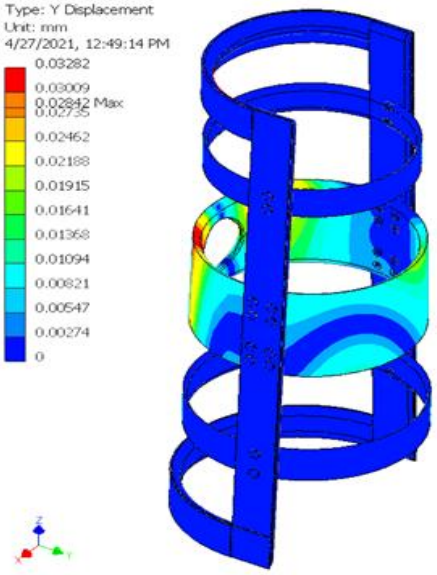
الف) تغییر شکل ارتز پس از اعمال نیرو



ب) تغییر شکل ارتز پس از اعمال نیرو در راستای x



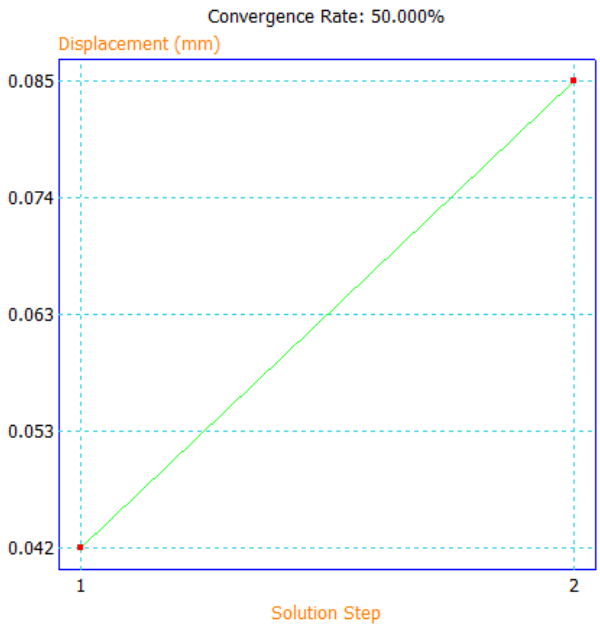
ج) تغییر شکل ارتز پس از اعمال نیرو در راستای Z



د) تغییر شکل ارتز پس از اعمال نیرو در راستای Y

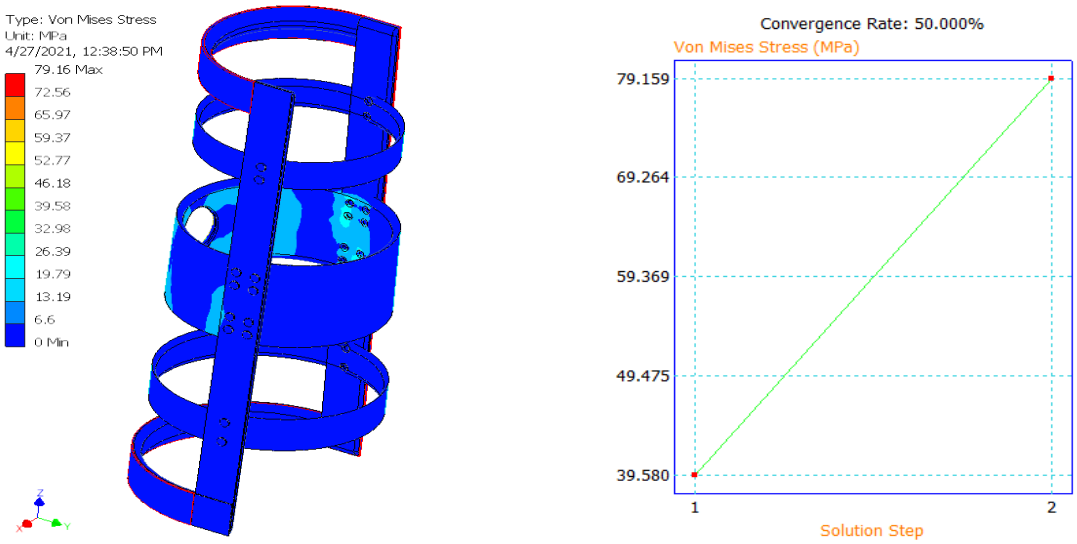
شکل ۴- تغییر شکل ارتز پس از اعمال نیرو

نمودار این تغییر شکل، در شکل ۵ آمده است. در این نمودار در دو مرحله بارگذاری و نهایت نیروی وارده را بر ارتز نمایش می دهد.



شکل ۵- نمودار تغییر شکل اثرات نیرو و تغییر شکل در ارتز

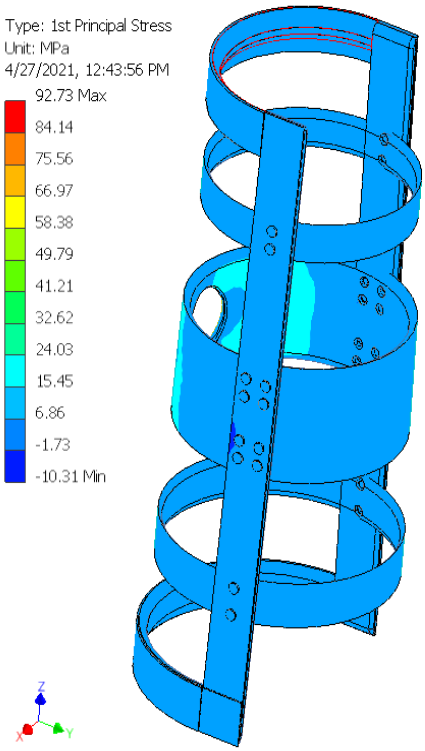
در مرحله بعد نوبت به بارگذاری نیرو می رسد. با توجه به بارگذاری نیرو و با توجه به جدول ۱و۲ نیرو های وارد بررسی خواهد شد. این بار گذاری و تحلیل های موجود در شکل ۶ آمده است.

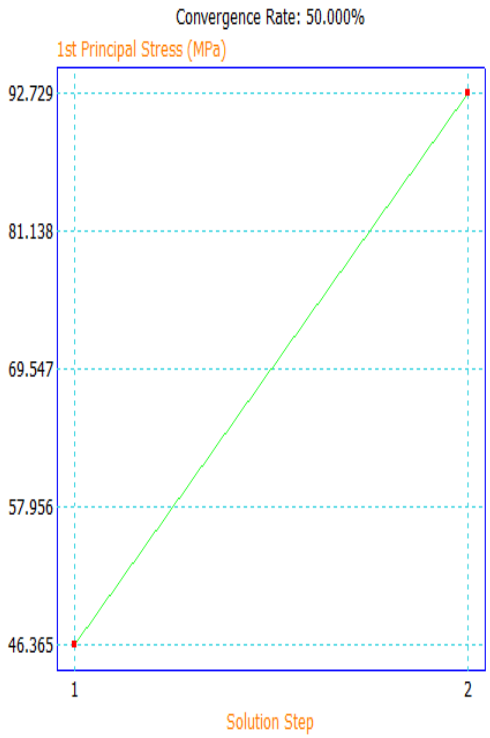


الف) نمودار بار گذاری و بررسی نیرو **ب) قسمت هایی که بعد از وارد شدن نیرو بیشترین بار به آن وارد می شو.**

شکل۶- بارگذاری نیرو بر روی ارتز زانو

پس از مراحل بعد اکنون نوبت به بررسی تنش های موجود در بارگذاری های متفاوت است که با توجه به جدول در نرم افزار اینونتور این بارگذاری ها انجام شده است و نتایج در شکل ۷ آمده است.





الف) نمودار بارگذاری و بررسی نیرو در ابتدای وارد شدن نیرو به ارتز زانو

ب) نتایج حاصل از بار گذاری و بررسی نیرو در ابتدای وارد شدن نیرو به ارتز زانو

شکل۷ – نتایج حاصل از بار گذاری و بررسی نیرو در ابتدای وارد شدن نیرو به ارتز زانو

با توجه به نتایج به دست آمده نیز ارتز بیشترین میزان تنش را در قسمت زانو ها دارد که باید برای ساخت از موادی استفاده شود که باعث التهاب و ایجاد مشکلات پوستی برای فرد نگردد. با استفاده از عکس های بدست آمده از ارتز نیز اطراف ارتز در قسمت اسکلت ارتز بیشترین تنش را دارا می‌باشد، شکل۷. بنابراین باید ارتز به گونه ای باشد که به پای بیمار در قسمت آسیب دیده، آسیبی یا جراحتی وارد نگردد.

۵– نتیجه گیری

مشکل عمده بیشتر ارتزهای زانو شکل استوانه ای پاست که جلوگیری از جابجایی طولی و چرخشی ارتز را مشکل می سازد و غالباً باعث می شود سایر استراتژیهای کـاربردی ، استفاده از سایر ارتز ها استفاده مناسب جهت این استفاده در این روش درمان را فراهم می کند. با توجه به این که ارتز بررسی شده در این پژوهش بدون هیچ گونه انعطاف لازم است، بهتر است تا برای جلو گیری از آسیب بیشتر و یا شکستگی خود ارتز در مراحل بعدی از ارتزی استفاده شود که بتواند این شکستگی و یا آسیب را برای بدن جبران نماید. یکی از این موارد استفاده از ارتز های مفصل دار می باشد. این ارتزها با تنظیم دامنه‌ی حرکتی می‌تواند کمک شایانی به فرد نماید و از آسیب های پوستی جلوگیری نماید. همچنین به دلیل انعطاف و تنظیم دامنه حرکتی برای سایر ناتوانی های زانو وحتی بعد از اعمال جراحی را به فرد می دهد. یکی از ازتزهای زانو ارتز های داینامیک واستاتیک می باشد و پیشنهاد می شود که در یک پژوهش از نظر بارگذاری نیرو دینامیکی واستاتیکی با هم بررسی شده و با استفاده از نرم افزار یا اطلاعات تئوری، این اطلاعات بااستفاده از دوربین های حرکت شناسی ورزشی بررسی و مقایسه گردد. همچنین مفصل های موجود برای ارتز های زانو ومیزان آزادی که درراه رفتن به فرد مددجو با یک ناهنجاری خاص می دهد با سایر مفصل ها از نظر حرکت مورد بررسی قرار گیرد.

۶- منابع و مراجع

1. Richard L. Drake, A. Wayne Vogl, Adam W.M. Mitchell- (2010.)"Gray's Anatomy for Students 2 th Edition,"

2. Keith L. Moor, (2006),"Clinically oriented Anatomy ", Williams & Wilkins 8 th edition.

3. Van De Graaff, (1998)"Human Anatomy", WBC, M. Graw – Hill – 5 th edition,

4. Clark, D. R., J. Perry, and T. R. Lunsford. (1986), ||Case studies—orthotic management of the adult post-polio patient||. JPO 40:43–50.

5. Cullell, A., J. C. Moreno, E. Rocon, A. F. Cordero, and J.L. Pons. (2009), Biologically based design of an actuator system for a knee–ankle–foot orthosis||. Mech Mach Theor. 44:860– 872

6. Younger DS. (1999). Motor Disorders. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

7. Braddom RL, Buschbacher RM, Dumitru D, Johnson EW, Matthews D, Sinaki M. (2000). Physical medicine and rehabilitation. Second ed. Philadelphia: W.B. Saunders.

8. Seimour R. (2002), Prosthetics and Orthotics lower limb and spinal. Philadelphia: Lippincott Williams &Wilkins.

۹. دانش افروز، نرگس(۱۳۸۹)، تهران: پژوهشکده مهندسی و علوم پزشکی جانبازان.

10. Fu SN, Hui-Chan CW. (2007 May), Are there any relationships among ankle proprioception acuity, pre-landing ankle muscle responses, and landing impact in man? Neurosci Lett; 417(2): 123-7

11. Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. (2005 Jul), Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. Am J Sports Med.;33(7):1022-9

12. McNair P, Prapavessis H, Callender K (2000 Aug). Decreasing landing forces: effect of instruction. Br J Sports Med.; 34(4): 293-6.

13. Karimkhani, B., Mousavi, S., Sattari, M. (2018). Design and Construction of Electromechanical Wrist Hand Orthosis with a Functional Interface. Journal of Modern Processes in Manufacturing and Production, 7(4), 57-70.

14. Sterzing T, Schweiger V, Ding R, Tak-Man Cheung J, Brauner T, (2013). Influence of rearfoot and forefoot midsole hardness on biomechanical and perception variables during heel-toe running. Footwear Science.;5(2):71-9.

15. Seegmiller JG, McCaw ST. (2003), Ground Reaction Forces among Gymnasts and Recreational Athletes in Drop Landings. J Athl Train;38(4):311-14.

16. Sheets A, Hubbard M. (2007), A dynamic approximation of balanced gymnastics landings. Sports Engineering, 10(4):209-19.

17. Ricard MD, Veatch S. (1994), Effect of running speed and aerobic dance jump height on vertical ground reaction forces. J Appl Biomech;10(1):14-27

18. Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. (2000 Apr), Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. Med Sci Sports Exerc.;32(4):812-9.

۱۹. سید کاظم موسوی و همکاران، حداکثر نیروهای عمودی عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری در حرکت فرود تک پا از ارتفاعات مختلف در مردان با و بدون زانوی پرانتزی(۱۳۹۴)، مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی گرگان / تابستان ۱۳۹۴ / دوره ۱۷ / شماره ۲).

20. Karimi, Mohammad & Saljoghian, Parastoo & Fatoye, Francis. (2015). The Effectiveness of a Newly Designed Orthosis on Knee Contact Forces in Subjects with Knee Osteoarthritis. Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja. 17. 259-63. 10.5604/15093492.1162425.

21. Andrysek J, Klejman S, Kooy J. (2013), Forces and moments in knee-ankle-foot orthoses while walking on irregular surfaces: a case series study. Prosthet Orthot Int. 2014 Apr;38(2):104-13. doi: 10.1177/0309364613489145. Epub 2013 May 30. PMID: 23722598.

22. Abedian-Aval, A., Fereshtenejad, N., & Sadeghi-Demneh, E. (2020). The Immediate Effect of Medial Wedge Insole and Neoprene Brace on the Pain, Knee Valgus and Gait in Patients with Patellofemoral Pain Syndrome: Randomized Cross-Over Clinical Trial. Journal Of Research In Rehabilitation Sciences, 16.