

بررسی تأثیر شکل هندسی، اندازه و خواص مکانیکی کلیپس بر میزان تنش‌های ایجاد شده در انگشت شست در حین مونتاژ

حامد سلمان زاده^{۱*} - زهره شاکری کبری^۲

h.salmanzadeh@kntu.ac.ir

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۱۱/۲۵

تاریخ دریافت: ۱۳۹۴/۱۲/۱۵

مکیده

مقدمه: امروزه خارهای فنری یا همان کلیپس‌ها دارای مزایا و کاربردهای بسیاری در صنایع خودروسازی، به خصوص عملیات مونتاژ هستند. از کلیپس‌ها به جای پیچ و مهره‌ها و یا در تودوزی اتومبیل‌ها و کابل‌کشی‌ها استفاده می‌شود. به دلیل ساختار کلیپس‌ها، مونتاژ آن‌ها عمدتاً به صورت دستی انجام می‌شود. از این رو، شکل سطح تماس و تیز بودن سر کلیپس‌ها می‌تواند درد و ناراحتی‌های پوستی برای انگشت کارکنان ایجاد کند. این امر، ضرورت مطالعه ارگونومیکی را به منظور کاهش فشارهای وارده بر کارکنان و افزایش بهره‌وری و سلامت آنها ایجاد می‌کند.

روش کار: به منظور مطالعه میزان فشارهای وارد بر پوست، با توجه به وجود رسپتورهای تشخیص درد در لایه میانی و بررسی میزان تنش‌های مکانیکی ایجاد شده در انگشت شست کارگران در حین کار با کلیپس‌ها، از روش المان‌های محدود (Finite Element Method-FEM)، که یکی از معتبرترین روش‌های محاسبات عددی و شبیه‌سازی کامپیوتری می‌باشد، بهره‌گرفته شده است. برای این منظور ابتدا مدل سه بعدی انگشت شست از روی داده‌های سی تی اسکن نمونه دست واقعی ایجاد شد. البته برای تشکیل لایه‌های مختلف پوست از عملیات بولی (Boolean Operations) استفاده گردید. سپس شرایط مرزی تعیین و در نهایت ساختارهای مختلفی برای بررسی تأثیر شکل هندسی، اندازه و خواص مکانیکی کلیپس‌ها معرفی گردید.

یافته‌ها: به طور کلی، نتایج نشان می‌دهند که برای کلیپس‌هایی که سطح تماس آن‌ها با پوست انگشت شست فقط از لبه گرد برخوردارند، بیش‌ترین تنش فشاری در لایه میانی پوست، با افزایش شعاع انحنا، کاهش می‌یابد. در حالی که این نوع تنش در کلیپس‌های با ساختار ترکیبی در ناحیه لبه کلیپس (مرکب از انحنا و سطح تخت)، با افزایش شعاع انحنا به مقدار کمی افزایش می‌یابد. نتایج حاصل از محاسبات در مورد جنس کلیپس‌ها، نشان می‌دهند که نرم بودن جنس کلیپس فقط تا اندازه‌ای در کاهش تنش موثر است (فقط برای جنس‌های لاستیکی) ولی برای کلیه اجسام سخت از پلاستیک گرفته تا فولاد، شدت بیش‌ترین تنش فشاری برای همه موارد ذکر شده به صورت یکسان افزایش می‌یابد. **نتیجه‌گیری:** به طور کلی، نتایج نشان می‌دهد عوامل مختلفی مانند ساختار هندسی، جنس و خواص مکانیکی بر تنش وارد شده به انگشت دست در حین مونتاژ موثر می‌باشند. با این حال میزان تأثیر هر یک از این عوامل متفاوت می‌باشد که این اطلاعات می‌تواند در طراحی ارگونومیکی کلیپس‌ها مورد توجه قرار گیرد.

کلمات کلیدی: مونتاژ، انگشت شست، کلیپس، تنش‌های مکانیکی، روش المان محدود

۱- استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک و صنایع، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران
 ۲- کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک و صنایع، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

مقدمه

کلیپس در معنای لغوی وسیله‌ای برای بستن تلقی می‌شود و استفاده از کلیپس‌ها ساده‌ترین، سریع‌ترین و مهم‌ترین شیوه مونتاژ دو یا چند قطعه به یکدیگر می‌باشد. مونتاژ کلیپس‌ها بدون هرگونه ابزار و اجزای اضافی انجام می‌شود. از نظر قابلیت جداسازی نیز، کلیپس‌ها به دو نوع جداشدنی و جدا نشدنی تقسیم می‌شوند که جدا نشدنی‌ها اعم از دو نوع با ابزار و بدون ابزار می‌باشند. هم‌چنین، توانایی کلیپس‌ها بستگی به مواد اولیه استفاده شده به منظور ساخت آن‌ها و هندسه کلیپس دارد. از مهم‌ترین مزایای استفاده از این نوع اتصالات می‌توان به تقلیل هزینه‌ها، کاهش زمان مونتاژ، سهولت طراحی و مونتاژ، قابلیت دمونتاژ، عایق بودن، سبک بودن و نیز قابلیت یکپارچه‌سازی آنها اشاره کرد. با توجه به مزایای اشاره شده، کلیپس‌ها در صنایع مختلف به خصوص صنایع خودروسازی کاربرد فراوان داشته و امکان مونتاژ مستقیم قطعات در قسمت داخلی و خارجی اتومبیل را فراهم می‌آورند. از این رو، این اتصالات به عنوان قطعات راهنما در کابل کشی، لوله کشی و تودوزی اتومبیل نیز مورد استفاده قرار می‌گیرند.

از آنجایی که کار با کلیپس‌ها، فشار سنگین و ناگهانی روی پوست و مفاصل کارگران وارد می‌کند، مطالعات متعددی در مورد تأثیرات کلیپس‌ها روی پوست، مفاصل مچ دست، تاندون‌ها و سایر قسمت‌های بدن انجام شده است. در سال ۲۰۰۸ برای اولین بار مشکلات ارگونومیکی احتمالی مفاصل کارگرانی که چندین هزار حرکت برای اتصال کلیپس در هر شیفت کاری انجام می‌دهند، مطرح شده است (۲،۱). علاوه بر این، آزمایش‌های متعددی برای بررسی تنش‌های وارد بر عضلات

دست و ساعد کارگران در هنگام اتصالات کلیپس‌ها انجام شده است (۳). Landau و همکاران (۲۰۱۰) نیز تاثیرگذاری شکل و طرح کلیپس‌ها روی زمان مونتاژ برای بهبود بهره‌وری را بررسی کردند (۴). در مطالعه دیگری در سال ۲۰۱۰، اثر کلیپس‌ها با لبه‌های تیز و اثر مقدار نیرو بر تنش‌های عضلانی در زمان مونتاژ مورد بررسی قرار گرفت (۵). سپس ابعاد ارگونومیکی کلیپس و نیز، تاثیر شرایط مختلف گیرش و تماس اتصال دهنده با کلیپس در زمان مونتاژ مطالعه شد (۶،۷). به تازگی تأثیر جنسیت بر میزان تنش‌های مکانیکی ایجاد شده در نوک انگشت کارکنان در هنگام مونتاژ با روش المان‌های محدود (FEM) و با طراحی برخی مطالعات آزمایش‌گاهی تجزیه و تحلیل شده است (۸). تأثیر جنسیت برای تخصیص افراد با توجه به ویژگی‌های مختلفی که دارند، منجر به شناسایی مناسب افراد می‌شود ولی نظر به اهمیت شکل هندسی، جنس و خواص مکانیکی کلیپس‌ها که جز معیارهای مهم و تاثیرگذار در طراحی می‌باشد، این ویژگی‌ها نیز برای بررسی تنش‌های وارد بر پوست باید مدنظر قرار گیرند.

برای بررسی تغییر شکل انگشتان، روش‌های تجربی، تحلیلی و عددی متعددی در مطالعات پیشین مورد استفاده قرار گرفته‌اند. در روش عددی معمولاً از روش FEM استفاده شده است. روش FEM یکی از روش‌های شبیه‌سازی می‌باشد و در واقع این روش جایگزین تست و تحلیل آماری بر روی نمونه‌های واقعی و پیش‌بینی رفتار نمونه واقعی از طریق شبیه‌سازی و محاسبات پیشرفته عددی می‌باشد.

نتایج مهم ترآمده از این روش در تحقیقات پیشین نشان می‌دهد که شدت پتانسیل الکتریکی

در رابطه با تنش‌های مکانیکی ایجاد شده در پوست دست، در حین کار با کلیپس‌ها، به ادراکات لمسی مربوط می‌شود. در هنگام تماس نوک انگشت با شیء، رسپتورهای لمسی پوست عکس‌العمل نشان می‌دهند (۹). سپس، با تغییر فرم پوست، ضربه‌های الکتریکی ایجاد می‌شود در رسپتورها توسط سیستم عصبی به مغز منتقل می‌شود (۱۰). این رسپتورها بر اساس نوع تغییر شکلی که در حین تماس با اشیاء از خود بروز می‌دهند، به ۴ گروه اصلی تقسیم بندی می‌شوند. گروه اول، دیسک‌های مرکز (Merkel's discs) هستند که در برابر تغییر شکل‌های استاتیکی مانند تغییر فرم، شکل و یا اندازه شیء عکس‌العمل نشان می‌دهند. نوع دوم رسپتورهایی به نام پایانه‌های رافینی (Ruffini endings) می‌باشند که در برابر حرکات کششی پوست، مانند جابه‌جایی‌های دکمه کنترل و دیگر حرکات، عکس‌العمل نشان می‌دهند. گروه سوم و چهارم به ترتیب اجسام پاجینی (Pacinian Corpuscles) و اجسام مایسنر (Meissner's Corpuscles) نام دارند که عکس‌العمل‌هایی در برابر حرکات دینامیکی و ارتعاشات از خود بروز می‌دهند (۱۱).

رابطه‌هایی که بین تکانه‌ها در رسپتورها به وجود می‌آید، یک رابطه نسبتاً مستقیم و عمدتاً غیرخطی است. همچنین، تغییراتی که در پوست ایجاد می‌شوند با توجه به نوع و میزان تغییرات، اطلاعات متفاوتی در مورد شکل، اندازه و بافت اشیاء به مغز منتقل کرده و این اطلاعات توسط سیگنال‌های عصبی مربوطه ترجمه و به مغز منتقل می‌شوند (۱۲، ۱۳). تحقیقات در این حوزه با در نظر گرفتن مدل‌های همگن یک لایه‌ای و مدل‌های ناهمگن چند لایه‌ای انجام شده است؛ به طوری که در مدل‌های همگن یک لایه‌ای

روش‌های تحلیلی به کار برده شده‌اند. روش‌های تحلیلی که به منظور بررسی فشارهای دینامیکی در نوک انگشتان و پیش‌بینی تغییرات نوک انگشتان تحت فشار استاتیکی مورد استفاده قرار گرفته‌اند، مدل مناسبی برای تنش‌های ایجاد می‌دهند در پوست در اثر تغییر شکل آن ارائه نمی‌دهند. بر خلاف مدل‌های تحلیلی، مدل‌های عددی هم‌چون FEM، می‌توانند بر مبنای محاسبات روی محیط‌های پیوسته مکانیکی، توزیع تنش و کرنش در پوست و ارتباط آن با عکس‌العمل رسپتورها را مورد بررسی قرار دهند (۱۴، ۱۵).

از آنجایی که مدل تک لایه‌ای با واقعیت آناتومیکی پوست در نوک انگشتان فاصله دارد، نتایج به دست آمده از این مدل‌ها نیز مطابق با واقعیت نمی‌باشد. از این رو، اولین مدل چند لایه‌ای سه بعدی طراحی شد که در این مدل، رفتار هر لایه پوست به صورت الاستیکی خطی فرض شده است (۱۶). در سال ۲۰۰۵، یک مدل چند لایه‌ای دو بعدی معرفی شد (۱۷). ساختار مدل‌های چند لایه‌ای به گونه‌ای است که در این مدل‌ها سعی شده است تا با لحاظ کردن ساختار زیر لایه‌های پوست و ویژگی‌های مکانیکی لایه‌های مختلف، مدل‌ها به واقعیت نزدیک تر شوند. به علاوه، در برخی تحقیقات هم‌چون تحقیقات انجام گرفته توسط ون (۱۹۹۴) و ژن (۱۹۹۶)، اشاره شده است که بافت‌های پوست عمدتاً رفتار غیرخطی ویسکوالاستیکی دارند که این امر زمینه‌ساز انجام مطالعات پیش‌تری توسط وو و همکاران بر روی مدل‌های غیرخطی به منظور بررسی رفتارهای استاتیکی و دینامیکی پوست انگشت در حین کار با اشیاء شده است (۱۸، ۱۹، ۲۰، ۲۱).

در همه تحقیقات نام برده شده، مطالعه روی رفتار حس لامسه (عکس‌العمل رسپتورها) انجام شده

شبیه‌سازی به واقعیت، یک دست واقعی توسط روش‌های پردازش تصویری، اسکن شده و با توجه به آن که اندازه‌های به‌دست آمده از مدل دست واقعی با اندازه‌های نمونه ۵۰٪ مردان ۵۰ تا ۵۹ سال مطابقت دارد (۲۲) و همچنین به منظور جلوگیری از تغییرات در مدل هندسی، این نمونه به عنوان مدل مبنا در این مقاله مورد استفاده قرار گرفته است.

گام دوم) ایجاد مدل سه بعدی، محاسبه ضخامت و تعیین شرایط مرزی

سپس، با استفاده از نرم‌افزار امیرا (AMIRA) استخوان‌ها و پوست جداسازی (segmentation) شد. داده‌های مربوطه با فرمت استاندارد استپ (STEP) ذخیره و مدل هندسی در نرم‌افزار کاتیا (CATIA) به صورت سه بعدی ایجاد گردید. قسمت تفکیک لایه‌های مختلف انگشت دست در شکل ۱ نشان داده شده است.

این مدل سه بعدی ضخامت لایه‌های مختلف پوست را نشان نمی‌دهد، در حالی که به منظور حصول نتایج واقعی باید ضخامت لایه‌های مختلف پوست مشخص شوند. به همین علت لایه‌های سه‌گانه براساس اندازه‌های لایه‌ها و از طریق عملیات بولی (Boolean operation) مورد بررسی قرار گرفتند و مدل نهایی سه بعدی متناظر با این عملیات ایجاد شد. لایه خارجی دست، لایه



شکل ۱. تفکیک لایه‌های مختلف انگشت دست در مدل هندسی

و حداکثر نیروی استفاده شده در شبیه‌سازی‌ها ۵ نیوتن بوده است. در حالی که، کار با کلیپس‌ها و مونتاژ آن‌ها نیروی نسبتاً بزرگتری را طلب می‌کند. در نتیجه، مدل‌های مربوطه، پایداری لازم برای شبیه‌سازی‌های مورد نیاز با توجه به ماکزیمم تنش‌های فشاری را ندارند. لذا، نیاز به طراحی مدلی که بتواند رفتار مکانیکی در لایه‌های مختلف را حین کار با کلیپس‌ها بررسی کند حس می‌شود. بر این اساس، در این مقاله برای اولین بار شکل، ساختار هندسی و جنس کلیپس‌ها و تاثیرات آن بر تنش مکانیکی ایجاد شده در نوک انگشت در حین مونتاژ کلیپس با استفاده از روش FEM مورد بررسی قرار گرفته است. هدف کلی از این مقاله، بررسی و ارزیابی روشی برای تاثیر عوامل هندسی (شکل و اندازه سطوح تماس کلیپس‌ها با انگشت) و همچنین جنس کلیپس‌ها بر روی میزان توزیع فشار در انگشت شست می‌باشد، تا از این طریق میزان و نقش هرکدام از عوامل ذکر شده در طراحی ارگونومیک کلیپس‌ها مورد توجه قرار گیرد. در بخش بعدی، از روش عددی و نرم‌افزارهای مرتبط برای توسعه مدل استفاده شده است. در بخش سوم، نتایج حاصل از شبیه‌سازی، و در بخش چهارم نیز نتایج نهایی ارائه خواهد شد.

روش کار

به منظور مدل‌سازی مناسب تنش‌های مکانیکی ایجاد شده در انگشت، به مدل هندسی پایدارتر و واقعی‌تر از آنچه که در مطالعات گذشته ارزیابی شده است، نیاز داریم. برای این منظور هریک از گام‌های زیر انجام شدند:

گام اول) پردازش تصویری، اسکن و انتخاب مدل مبنا: به منظور نزدیک ساختن نتایج حاصل از مدل

مدل مربوطه به صورت جداگانه شبکه بندی شد و شرایط مرزی نیز برای مدل، تحت نیروی اعمالی ۵۰ نیوتن معین گردید. همچنین، خاصیت الاستیسیته هر یک از لایه های پوستی و استخوان سر انگشت شست بر اساس اطلاعات ارائه شده در مراجع (۲۵) و (۲۶) مطابق جدول ۲ در نرم افزار انسیس وارد شده است.

به منظور تعیین شرایط مرزی، باید شکل هندسی، سطح تماس (جایی که قسمت تیز کلیپس با سطح پوست انگشت شست حین کار در تماس می باشد) و درجه آزادی حرکت کلیپس در حین اعمال نیرو به صورت جداگانه در مدل تعریف شود، که در شکل ۲ مشاهده می شود.

همچنین به منظور دستیابی به محاسبات دقیق و سریع در نقاط مرزی، مخصوصاً نواحی تماس بین پوست بیرونی انگشت و سطح تیز کلیپس، شبکه بندی مدل به صورت جزئی تر انجام گرفته است که در شکل ۳ مشخص شده است. مش بندی بر اساس المان های چهاروجهی (tetrahedron) انتخاب شده که این نوع المان بندی

مردم بوده و فاقد تشخیص درد است. در نتیجه، با نظر به این که رسپتورهای تشخیص درد در لایه میانی پوست قرار دارند، ارتباط بین میزان تنش ها و شدت درد را در این لایه بررسی می کنیم. در این صورت میزان تنش های داخلی و شدت آن ها می تواند نشانه ای برای افزایش درد باشد. یکی از امتیازهای این مقاله، بررسی تنش در لایه میانی پوست انگشت دست بوده که در مطالعات پیشین در لایه خارجی بررسی شد. بر اساس تجربه و تعداد دفعات کار کردن با کلیپس ها، میزان حس درد در لایه خارجی انگشت دست یک کارگر ماهر و یک فرد عادی متفاوت است و برای بررسی صحیح فشار وارد بر انگشت باید لایه میانی مدنظر قرار گیرد.

از آنجایی که لایه های مختلف پوست با ضخامت های متفاوت دارای خاصیت الاستیسیته متفاوتی هستند، مدل ارائه شده باید به صورت یک مدل سه لایه ای شامل لایه بیرونی، لایه میانی و لایه چربی توسعه یابد. بدین منظور و برای اعمال ضخامت لایه های مختلف پوست، از داده های جدول ۱ که از مرجع استخراج شده است، استفاده می شود (۲۳).

در ادامه ساخت مدل، برای اندازه انگشت شست ۵۰٪ مردان گروه سنی ۵۰ تا ۵۹ سال، با مقیاس بندی (Scaling) مدل در نرم افزار کتیا (CATIA) بر اساس داده های استاندارد ارائه شده در مرجع (۲۴) و انجام محاسبات مدل در نرم افزار انسیس (ANSYS)،

جدول ۲. مدول الاستیکی استخوان و لایه های مختلف پوست در انگشت شست آقایان با گروه سنی ۵۹-۵۰ سال

لایه ها	مدول الاستیکی (بر حسب مگاپاسکال)
لایه بیرونی	۱۲
لایه میانی	۱
لایه داخلی	۰/۲۵
استخوان	۱۷۰۰۰



شکل ۲: شبکه بندی مدل انگشت شست و کلیپس

جدول ۱. ضخامت لایه های مختلف پوست در انگشت شست آقایان با گروه سنی ۵۹-۵۰ سال

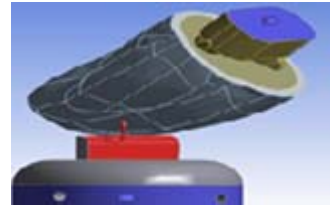
لایه ها	ضخامت (میکرومتر)
لایه بیرونی	۴۵۰
لایه میانی	۱۴۶۱
لایه داخلی	ضخامت این لایه بستگی به بزرگی انگشت دارد

بنابراین، با چرخاندن هر المان حجمی که از پوست انگشت جدا شده است می توان جهتی را پیدا کرد که در آن، تنش های برشی، صفر و تنش های قائم، بیشینه باشند و برعکس (۲۷).

تنش های ماکزیمم حاصل از دوران المان های حجمی که از آن ها به عنوان تنش های اصلی نام برده می شود، از هر دو نوع تنش های فشاری و کششی هستند. حال آن که در تحقیق حاضر، فرآیند فشار دادن انگشت شست روی سطح کلیپس مورد مطالعه قرار گرفته است. از این رو، اعداد استفاده شده در محاسبات، برای تنش های ماکزیمم، از میان تنش های فشاری جستجو شده اند.

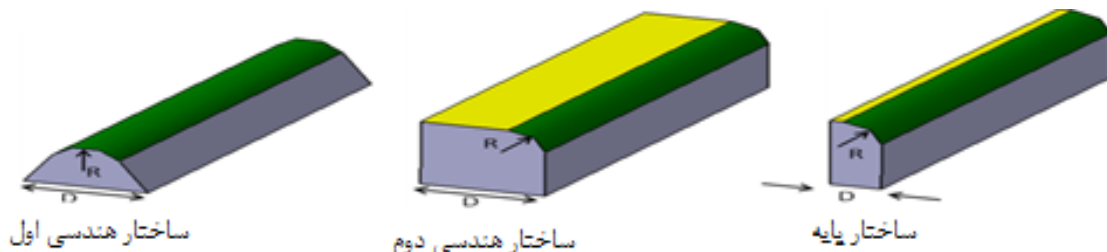
گام سوم) ایجاد ساختارهای هندسی مختلف برای بررسی خواص کلیپس ها

برای بررسی تأثیر هندسه کلیپس و نیز تأثیر خواص مکانیکی کلیپس بر روی فشار مکانیکی وارد بر پوست، دو ساختار هندسی انتخاب شده که هر کدام در اندازه های مختلف (در مجموع ۱۳ نمونه) در شبیه سازی مورد استفاده قرار گرفته است. ساختار هندسی اول دارای یک لبه گرد است که برای نمایش این ساختار، سطح تماس انگشت شست و کلیپس در شکل ۴ به رنگ تیره نشان داده می شود. این ساختار با ۵ شعاع مختلف



شکل ۳. تعیین شرایط مرزی

برای سطوح منحنی مناسب تر است. در منطقه سطح تماس جایی که نوک کلیپس و پوست با هم در تماس هستند، بزرگی مش بندی ۰,۳ میلی متر و در قسمت های دیگر ۰,۶ میلی متر انتخاب شد. اگر این مش بندی ها در نقاط تماس بزرگ انتخاب شوند، به علت فشردگی ممکن است در حین محاسبات در هم فرو روند و محاسبه متوقف شود. بنابراین در قسمت هایی که نیاز به دقت بالا ندارد، برای بالا بردن سرعت، اندازه ها بزرگ تر در نظر گرفته می شوند. در ادامه، برای محدود کردن چرخش کلیپس، حرکت دورانی کلیپس حول محور خود محدود شد و به منظور جلوگیری از جابه جایی کنترل نشده و دستیابی به دقت لازم در محاسبات، استخوان مفصل انگشت شست، ثابت در نظر گرفته شد. لذا، حرکت فقط در امتداد محور طولی کلیپس تعریف گردید. ذکر این نکته ضروری است که در هنگام اعمال نیرو، تنش های ماکزیمم برشی و قائم همواره به صورت هم زمان بروز نمی کنند.

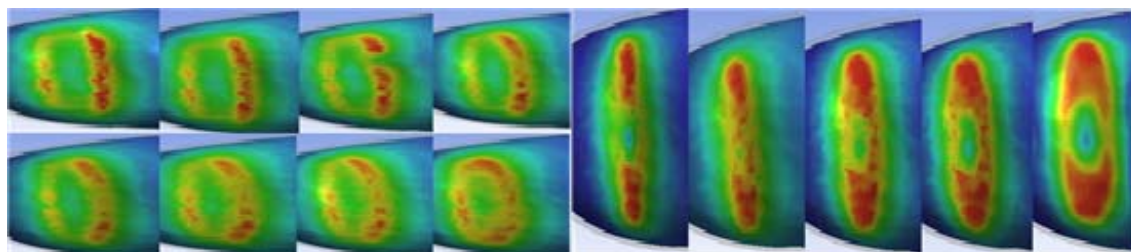


شکل ۴. نمای ظاهری کلیپس ها (D = ضخامت، R = شعاع انحنا)

یافته‌ها

از آن‌جا که نمونه‌های ذکر شده دارای شکل و تنوع جدیدی می‌باشند، تاثیرات آن‌ها روی دست، باید در هر سه بعد (X ، Y و Z) بررسی شود و بررسی تنها یک بعد کافی نیست. به این منظور، حداکثر تنش فشاری در لایه میانی پوست به عنوان نتایج کلی در جدول ۳ آورده شده است. با استفاده از داده‌های جدول ۳، توزیع تنش فشاری شبیه سازی‌های مختلف با توجه به تغییرات شعاع انحنای مشخص می‌شود. شکل ۵ در قسمت سمت راست، توزیع تنش فشاری ساختار هندسی اول با افزایش شعاع از ۰/۵ تا ۲/۵ میلی‌متر (با فاصله ۰/۵ میلی‌متر) و در سمت چپ در دو سطح، توزیع تنش فشاری ساختار هندسی دوم با افزایش شعاع از ۰/۵ تا ۴ میلی‌متر (با فاصله ۰/۵ میلی‌متر) را نشان می‌دهد. نتایج حاصل از جدول ۳ نشان می‌دهد که در ساختار هندسی اول با افزایش شعاع انحنای بیش‌ترین تنش فشاری در لایه میانی کاهش می‌یابد. در ساختار هندسی دوم این تنش در ابتدا کم‌تر از تنش حاصل از ساختار هندسی اول بوده ولی با افزایش شعاع انحنای افزایش می‌یابد. حال، پس از بررسی شکل هندسی کلیپس، جنس کلیپس‌ها مورد بررسی قرار خواهند گرفت. کلیپس‌ها از انواع پلاستیک‌های

خمیدگی شبیه‌سازی شده است. در مقابل ساختار اول، ساختار هندسی دوم دارای لبه گرد در سمت راست و سطحی صاف در سمت دیگر است. در شکل ۴، سطح گرد به رنگ تیره و سطح صاف به رنگ روشن نشان داده شده‌اند. برای ساختار دوم نیز از ۸ شعاع مختلف برای شعاع انحنای استفاده شده و شبیه‌سازی انجام شده است. این دو ساختار دارای ضخامت ۵ میلی‌متر هستند و مدل مرجع که از دو ساختار ذکر شده متفاوت است، دارای ضخامت ۲ میلی‌متر می‌باشد. بدین ترتیب هم تاثیر شکل (ساختار) و هم تاثیر اندازه (اندازه شعاع و ضخامت) به عنوان معیارهای تعیین‌کننده هندسه کلیپس مورد مطالعه قرار می‌گیرند. در صفحه آخر مقاله پاراگراف سوم، خط ششم در مورد اعتبارسنجی این مدل صحبت شده است. همچنین برای بررسی تاثیر خواص مکانیکی کلیپس بر فشار مکانیکی وارد بر پوست، ۵ نمونه متریالی که شامل مواد لاستیکی مانند پلاستیک نرم، پلاستیک سخت، فلزات با مدول‌های مختلف و فولاد که بیانگر مدول‌های الاستیکی کلیپس‌ها با جنس‌های مختلف می‌باشند مورد استفاده قرار گرفته است. بدین ترتیب کل نمونه‌های هندسی (با در نظر گرفتن تنوع ساختاری و اندازه‌ای) و نمونه‌های متریالی ۱۸ مورد خواهد بود.



شکل ۵. سمت راست نمایش توزیع تنش فشاری در ساختارها

(شکل سمت راست ساختار هندسی اول، از چپ به راست شعاع انحنای ۰/۵ میلی‌متر تا ۲/۵ میلی‌متر تغییر می‌کند.

شکل سمت چپ ساختار هندسی دوم، از بالا سمت چپ به ترتیب شعاع انحنای ۰/۵ میلی‌متر تا ۴ میلی‌متر تغییر می‌کند.)

جدول ۳. نتایج شبیه سازی در مدل مرجع و ساختار های جدید با شعاع انحنای مختلف در لبه تماس

۴	۳,۵	۳	۲,۵	۲	۱,۵	۱	۰,۵	شعاع انحناء بر حسب میلی متر
-	-	-	۰/۵۷	۰/۶۳	۰/۶۶	۰/۷۹	۰/۸۴	بیشترین تنش فشاری در لایه میانی ساختار هندسی اول بر حسب مگاپاسکال
۰/۶۴	۰/۶۳۵	۰/۶۳	۰/۶۲	۰/۶۱	۰/۶۰	۰/۵۹	۰/۵۶	بیشترین تنش فشاری در لایه میانی ساختار هندسی دوم بر حسب مگاپاسکال

جدول ۴. نمایش نتایج شبیه سازی با توجه به مدل های کلیپس های ساخته شده با مواد گوناگون

۲۰۰۰۰۰	۳۰۰۰	۲۰۰۰	۱۵۰۰	۵۰۰	مدول یانگ کلیپس بر حسب مگاپاسکال (MPa)
۰/۸۵	۰/۸۵	۰/۸۵	۰/۸۳	۰/۷۵	حداکثر تنش فشاری در لایه میانی بر حسب (MPa)
۰/۷۷	۰/۷۷	۰/۷۷	۰/۷۷	۰/۷۵	تغییر شکل هر سه لایه پوست بر حسب میلی متر

بر خلاف ساختار هندسی اول، حداکثر تنش فشاری در لایه میانی در ساختار هندسی دوم (دارای لبه گرد در سمت راست و سطحی صاف در سمت دیگر)، با افزایش شعاع انحناء، به مقدار کمی افزایش می یابد که این امر به علت وجود سطح ترکیبی از حالت صاف و گرد در ساختار کلیپس است. در شکل ۵ سمت چپ شبیه سازی توزیع تنش فشاری با شعاع انحنای مختلف برای ساختار هندسی دوم آرایه شده است. با توجه به این شکل می توان دریافت که با افزایش شعاع انحناء، سطح تماس به صورت خودکار کوچک شده و در نتیجه تاثیر سطح تماس که ترکیبی از سطح روشن و تیره است نیز کوچکتر می شود. هم چنین تاثیر سطح تماس منطقه تیره (سطح گرد) می باشد و در نتیجه افزایشی که در تنش ها اتفاق می افتد خیلی قوی نیست. در شکل ۵ رنگ قرمز تمرکز بیش تر تنش، رنگ زرد ناحیه هشدار، رنگ سبز ناحیه با فشار کم، رنگ آبی کم رنگ و پررنگ ناحیه با فشار کم و بدون فشار را نشان می دهد. تحقیقات جامع رادی و همکاران نشان می دهد که آستانه درد، به طور قابل ملاحظه ای به اندازه

مختلف ساخته شده اند که سختی و سطح بافت مختلفی دارند. تاثیر جنس کلیپس ها در جدول ۴ نشان داده شده است. در این جدول، ۵ مقدار مختلف مدول یانگ بررسی شده که هر یک دارای مقدار متفاوتی در حداکثر تنش فشاری و تغییر شکل ایجادی در هر سه لایه پوست می باشند.

بحث و نتیجه گیری

همان طور که ذکر شد، عوامل مختلفی مانند ساختار هندسی، جنس و خواص مکانیکی بر تنش وارد شده به انگشت دست در حین مونتاژ موثر می باشند. در این مقاله سعی شده است تا میزان تاثیر هر یک از این موارد در طراحی ارگونومیک کلیپس ها تحلیل شود. طبق یافته های به دست آمده از جدول ۳ بیشترین تنش فشاری در لایه میانی برای ساختار هندسی اول (دارای یک لبه گرد) با افزایش شعاع انحناء کاهش می یابد. علت امر این است که با افزایش شعاع انحناء، سطح تماس (قسمت تیره رنگ در شکل ۱) افزایش می یابد؛ در نتیجه تنش فشاری وارد بر لایه میانی پوست کم می شود.

می‌یابیم که اکثر مدل‌های موجود برای تحلیل ادراکات لمسی (Haptic Perception) بوده که با مدل موجود در این مقاله قابل مقایسه نیستند. در حالی که موضوع مورد بحث این مقاله تحلیل تنش‌های مکانیکی در تماس با اشیاء تیز می‌باشد. در مطالعات انجام شده توسط جینگ هان و همکاران از روش FEM برای (human feelings) باز کردن درب نوشابه‌های آلومینیومی استفاده شده است. اما مدل استفاده شده در مقاله آن‌ها، مدلی همگن و ساده از انگشت دست بوده که فشار وارد بر لایه‌های مختلف انگشت دست را در نظر نمی‌گیرد (۲۸).

در جدیدترین مقاله در سال ۲۰۱۵ هاری و تادا به بررسی تنش‌های مکانیکی اعمالی روی دست برای افزایش عمل‌کرد کاربر، افزایش رضایت و کاهش خطر ابتلا به اختلالات حاد پرداختند. تمرکز اصلی این مقاله روی ارزش فشار سختی (value of pressure discomfort (PDT)) و آستانه فشار درد (pressure-pain threshold (PPT)) بوده و بررسی‌هایی در ارتباط با آناتومی نوک انگشتان و ساختار هندسی و لایه‌های زیرین (به خصوص استخوان) صورت گرفته است (۲۹). هر چند مدل مذکور به دلیل در نظر گرفتن ساختار غیر خطی در لایه‌های میانی پوست، مدل کامل‌تری به حساب می‌آید، ولی آنچه در این مقاله مورد تحلیل قرار گرفته تماس با یک سطح صاف می‌باشد. لذا همان‌طور که در بخش مرور ادبیات به آن اشاره شد، مدل غیر خطی در تماس با اشیاء تیز ناپایدار می‌باشد. بنابراین نتایج تحقیق هاری و تادا نیز قابل مقایسه با نتایج این مقاله نمی‌باشند.

با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از مدل‌سازی می‌توان نتیجه گرفت که هرچه شعاع ناحیه تماس با انگشت شست بیشتر باشد، بیش‌ترین تنش فشاری

نواحی سطوح متحرک و میزان افزایش نیروی فشاری بستگی دارد. در ساختارهای آرایه‌شده، نوسانات از یک سو و فرضیات ساده‌سازی از سوی دیگر باعث شده‌اند تا نیازی به اندازه‌گیری‌های اضافی به منظور اعتبار سنجی مدل نباشد. لذا ارزش مطلق حداکثر تنش فشاری برای لایه میانی پوست را می‌توان با نتایج آرایه‌شده توسط استرلینگ مقایسه و تفسیر کرد. به عبارت دیگر، آستانه درد به‌دست‌آمده از تحقیقات استرلینگ را که برابر با ۰/۳۳ مگاپاسکال برای مردان و ۰/۲۴ مگاپاسکال برای زنان می‌باشد، می‌توان به عنوان راهنمایی برای تحقیقات آتی استفاده کرد. البته لازم به ذکر است که در این مطالعه آستانه درد در ناحیه ساعد مورد بررسی قرار گرفته و ممکن است بر اساس تفاوتی که در توزیع رسپتورها در قسمت‌های مختلف پوست وجود دارد، این مقادیر برای انگشت دست متفاوت باشد.

نتایج حاصل از جدول ۴ نشان می‌دهد که با افزایش استحکام کلیپس‌ها، تغییر شکلی در پوست رخ نمی‌دهد و فقط حداکثر تنش فشاری به مقدار کمی افزایش می‌یابد. در حالی که این رخداد باید به عنوان یک خطای عددی تعبیر شود. همچنین تنها کلیپس‌های دارای مدول یانگ برابر با ۵۰۰ مگاپاسکال موجب ایجاد تنش فشاری کم‌تری در مقایسه با دیگر کلیپس‌ها می‌شوند. این نتایج، این واقعیت را توضیح می‌دهد که تنش فشاری و تغییر شکل پوست در مواد نرم کاهش می‌یابد. همچنین، تغییرات ضریب اصطکاک به عنوان یک ویژگی از سطح بافت است که تأثیر قابل توجهی در حداکثر تنش فشاری و تغییر شکل در کل پوست دارد. این امر به این خاطر است که شبیه‌سازی‌های انجام‌شده با یک تماس مثبت انجام شده‌اند در حالی که برای انتقال قدرت در شرایط تنشی اصطکاک، تأثیر بافت سطح باید پیش‌بینی شود که می‌تواند به عنوان مطالعات آینده مورد بررسی قرار گیرد. با توجه به اشارات انجام شده در مقدمه، در

اندازه انگشت، پوشیدن دستکش، ضخامت لایه بیرونی پوست برای کارگران ماهر و... نیز موضوعات ارزشمندی به منظور بررسی در مطالعات آتی می‌باشند. لازم به ذکر است که برای اعتبارسنجی نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌های انجام شده با روش المان‌های محدود، لازم است نمونه‌های مذکور بر روی افراد و نمونه‌های واقعی در آزمایش‌گاه با رعایت ملاحظات اخلاقی نیز مورد بررسی قرار گرفته و نتایج حاصل با روش‌های آماری تحلیل شوند. در حال حاضر نویسندگان مقاله در حال آماده کردن شرایط و مقدمات این آزمایش‌ها می‌باشند. در صورت مطابقت و یا هم‌بستگی نتایج حاصل از شبیه‌سازی با نتایج آزمایش‌گاه، علاوه بر تایید نتایج این تحقیق، امکان تعمیم و استفاده مدل فوق برای شرایط متفاوت (شکل‌های هندسی مختلف کلیپس، نیروهای مختلف و...) از طریق شبیه‌سازی فراهم می‌شود.

کاهش پیدا می‌کند (احساس درد کم‌تر می‌شود). در مورد جنس کلیپس‌ها، نرم بودن جنس کلیپس فقط تا اندازه‌ای در کاهش تنش موثر است (فقط برای جنس‌های لاستیکی) ولی برای کلیه اجسام سخت از پلاستیک گرفته تا فولاد، شدت بیش‌ترین تنش فشاری برای همه موارد ذکر شده به صورت یکسان افزایش می‌یابد.

به دلیل این‌که محاسبات پس از تنظیمات مکرر در نرم‌افزار انسیس (Ansis) و پس از مدتی نسبتاً طولانی منجر به جواب می‌شود، در این تحقیق فقط شبیه‌سازی و محاسبات مربوط به مدل انگشت شست ۵۰٪ مردان گروه سنی ۵۰ تا ۵۹ سال صورت گرفته است. لذا، تهیه مدلی ساده‌تر که بتواند محاسبات را سریع‌تر و دقیق‌تر انجام دهد، زمینه مناسبی به منظور انجام مطالعات آتی خواهد بود. به علاوه مطالعه تأثیرات پارامترهای دیگری از جمله

REFERENCES

1. Landau K. Beanspruchung der Hand- und Unterarmmuskulatur beim Setzen von Clipsverbindungen. TU Darmstadt. 2008. [German]
2. Salmanzadeh H. Clipsmontage-Belastung und Gestaltung. Proc. Herbstkonferenz. 2008;307-11. [German]
3. Landau K. Clipsmontage im Automobilbau. Proc Herbstkonferenz. 2008; 313-318.[German]
4. Landau K, Landau U, Salmanzadeh H. Productivity Improvement with Snap-Fit Systems. In Industrial Engineering and Ergonomics. Springer Berlin Heidelberg. 2009;595-608.
5. Salmanzadeh H, Diaz-Meyer M, Landau K, Bruder R. Untersuchung des Einflusses von Griff-/

- Kontaktbedingungen bei Clipsverbindungen auf die Montagezeit. In: Neue Arbeits- und Lebenswelten gestalten, 56. Frühjahrskongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft. GfA-Press, Dortmund. 2010;24 – 26. [German]
6. Salmanzadeh H, Meyer MD, Bopp V, Landau K, Bruder R. Untersuchung des Einflusses von Scharfkantigkeit und Fügekraft auf Fügezeit und muskuläre Beanspruchung während der Clipsarbeit. GRIN Verlag; 2010. [German]
7. Salmanzadeh H, Diaz-Meyer M, Bopp V, Landau K, Bruder R. Advances in Human Factors, Ergonomics, and Safety in Manufacturing and Service Industries. 2010; Chapter 17:159–168.
8. Salmanzadeh H. Analysis of effect of gender on

- mechanical stress on fingertip during snap-fit assembly via FEM-Method. In: Tenth international Industrial Engineering Conference. 2014.[Persian]
9. Gray H. Anatomy of the human body. 29th ed. iby Gross C, Lea and Febider, Philadelphi. 1973.
 10. Guyton AC. Human physiology and mechanisms of disease. 3rd. Philadelphia: W.B. Saunders Co. 1982.
 11. Vallbo ÅB, Johansson RS. Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation. Hum Neurobiol. 1984 Jan 1;3(1):3-14.
 12. Johnson KO. The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors. Current opinion in neurobiology. 2001;11(4):455-61.
 13. Johnson KO, Yoshioka T, Vega-Bermudez F. Tactile functions of mechanoreceptive afferents innervating the hand. Journal of Clinical Neurophysiology. 2000;17(6):539-58.
 14. Phillips JR, Johnson KO. Tactile spatial resolution. III. A continuum mechanics model of skin predicting mechanoreceptor responses to bars, edges, and gratings. Journal of Neurophysiology. 1981;46(6):1204-25.
 15. Srinivasan MA, Dandekar K. An investigation of the mechanics of tactile sense using two-dimensional models of the primate fingertip. Journal of biomechanical engineering. 1996 Feb 1;118(1):48-55.
 16. Dandekar K, Raju BI, Srinivasan MA. 3-D finite-element models of human and monkey fingertips to investigate the mechanics of tactile sense. Journal of biomechanical engineering. 2003;125(5):682-91.
 17. Gerling GJ, Thomas GW. The effect of fingertip microstructures on tactile edge perception. In First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics Conference. 2005;63-72.
 18. Zheng YP, Mak AF. An ultrasound indentation system for biomechanical properties assessment of soft tissues in-vivo. IEEE transactions on biomedical engineering. 1996 Sep;43(9):912-8.
 19. Wan AW. Biaxial tension test of human skin in vivo. Bio-medical materials and engineering. 1993 Dec;4(7):473-86.
 20. Wu JZ, Welcome DE, Krajnak K, Dong RG. Finite element analysis of the penetrations of shear and normal vibrations into the soft tissues in a fingertip. Medical engineering & physics. 2007 Jul 31;29(6):718-27.
 21. Wu JZ, Welcome DE, Dong RG. Three-dimensional finite element simulations of the mechanical response of the fingertip to static and dynamic compressions. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering. 2006 Feb 1;9(1):55-63.
 22. Salmanzadeh H. Einflüsse von Greif- und Kontaktbedingungen auf die Montage von Clipsverbindungen aus der Automobilindustrie. Ergonomia; 2011. [German]
 23. Fruhstorfer H, Abel U, Garthe CD, Knüttel A. Thickness of the stratum corneum of the volar fingertips. Clinical Anatomy. 2000; 13(6):429-33.
 24. Greil H, Voigt A, Scheffler C. Optimierung der ergonomischen Eigenschaften von Produkten für ältere Arbeitnehmerinnen und Arbeitnehmer-Anthropometrie. Dortmund: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. 2008. [German]
 25. Magnenat-Thalmann N, Kalra P, Lévêque JL, Bazin R, Batische D, Querleux B. A computational skin model: fold and wrinkle formation. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine. 2002; 6(4):317-23.
 26. Wu JZ, Welcome DE, Dong RG. Three-dimensional

- finite element simulations of the mechanical response of the fingertip to static and dynamic compressions. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2006 Feb 1;9(1):55-63.
27. Becker W, Gross D. *Mechanik elastischer Körper und Strukturen*. Springer-Verlag. 2013. [German]
28. Han J, Itoh R, Yamazaki K, Nishiyama S, Shinguryo T. Ergonomics designs of aluminum beverage cans & bottles. In *AIP Conference Proceedings 2005*; Vol 778. 725-730.
29. Harih G, Tada M. Finite element evaluation of the effect of fingertip geometry on contact pressure during flat contact. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*. 2015.

Evaluation of the influence of the clips geometry on the mechanical stresses generated on the thumb during assembly work

Hamed Salmanzadeh^{1,*}, Zohreh Shakeri Kebria²

¹ Assistant Professor, Faculty of Industrial Engineering, Khaje Nasir University of Technology, Tehran, Iran

² M.Sc., Faculty of Industrial Engineering, Khaje Nasir University of Technology, Tehran, Iran

Abstract

Introduction: Nowadays, Snap-fits have many applications in the automotive industry, especially in assembly lines. They are used instead of the mechanical joints such as bolts, the cabling joints, and the car interior lining joints. Due to the special form of these fasteners, they are usually assembled manually. So, the form of clips' contact area and the sharpness of the Snap-fits may cause the skin pains on the worker's fingertips. This fact can cause an ergonomic study of these joints for reducing stress on workers and increasing their efficiency and health.

Material and Method: The Finite Element Method (FEM), which is one of the most recognized methods in numeric calculation and computer simulations, is used in order to study the pressures applied to skin due to the pain receptors in the middle layer of skin, and mechanical tensions created in the workers' thumbs during their work with clips. In order to do this, first a 3D model of a thumb, based on the CT scan data taken from a real thumb sample was created. To identify the different layers of skin, Boolean operations were used. Afterwards, the limit conditions were determined and finally different structures were made to analyze the size, geometric shape and mechanical properties of the clips.

Result: In general, the results show that for those clips that their thumb touching surface is only round in edges, the most pressure on the middle layer of skin decreases as the radius of the round edge increases. Whereas such tensions, lightly increase as the radius increases in those clips that have a hybrid design (the combination of flat and curved surfaces). The result of the material analysis for clips shows that using elastic materials has only a limited effect on reducing tensions (only if rubber like materials are used) and for all tough materials, be it plastic or steel, the intensity of pressure tension would increase in the same manner on all the mentioned items.

Conclusion: The results suggest that during assembly work there are different factors which affect the tension on the fingers, factors like geometric structure, material and mechanical properties. However, the magnitude of those items' effects are not the same, and that data can be observed while making an ergonomic design for clips.

Keywords: *Assembly, Thumb, Clips, Mechanical Stress, Finite Element Method (FEM)*

* Corresponding Author Email: h.salmanzadeh@kntu.ac.ir