مجله مهندسی مکانیک مدرس، مرداد 1396، دوره 17، شماره 5، ص‌ص 346-352

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

بررسی نحوه توزیع تنش و کرنش در پوشش چندلایه قابل انعطاف پروتز دست مصنوعی با الهام از ساختار پوست طبیعی دست

ایمان آذربایجانی[1]، نیما جمشیدی[2*]، احسان حاجی صادقیان[3]

1- کارشناسی ارشد، مهندسی مکاترونیک، دانشگاه اصفهان، اصفهان

2- استادیار، مهندسی پزشکی، دانشگاه اصفهان، اصفهان

3- کارشناسی، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد، نجف‌آباد

* اصفهان، صندوق پستی 81746-73441، n.jamshidi@eng.ui.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 13 آذر 1395

پذیرش: 26 اسفند 1395

ارائه در سایت: 24 اردیبهشت 1396

کلید واژگان:

پروتز

دست مصنوعی

لایه‌های پوست

ضخامت بهینه

تحلیل اجزای محدود

چکیده

یکی از موارد بسیار با اهمیت در طراحی پروتزهای دست توجه به پوشش یا پوسته‌ی آن‌ها است. هدف از این تحقیق طراحی پوششی است که از نظر نحوه انتقال نیرو و تغییر شکل، رفتاری تا حد امکان، مشابه پوست طبیعی انسان داشته باشد. یک لایه از جنس لوریکا که خواصی بسیار شبیه پوست طبیعی دارد، به پوشش معمول متشکل از سه لایه اضافه گردید. با استفاده از تحلیل اجزای محدود در نرم افزار انسیس روکش چهار لایه‌ی جدید بر روی مدل سه‌بعدی پروتز دست با ضخامت‌های مختلف برای لایه خارجی مورد بررسی قرار گرفت و نحوه تغییر شکل و تنش-های داخلی پروتز اندازه‌گیری شد. ضخامت بهینه‌ی بیرونی‌ترین لایه، با توجه به نحوه‌ی توزیع تنش و کرنش و انتقال آن به هسته‌ی فلزی پروتز، مورد ارزیابی قرار گرفت. رابطه‌ی بین ضخامت این لایه و نحوه توزیع تنش و تغییر شکل پوشش، خطی و مستقیم نیست و ضخامت 1.5 میلی‌متر در میان مقادیر اندازه‌گیری شده در این بخش، نتایج مناسب‌تری ارائه می‌دهد.

در این تحقیق لایه‌ی چهارم برای بهبود خواص اصطکاکی و الاستیک روکش‌های پیشین به آن‌ها اضافه گردید و تأثیر وجود آن بر توزیع تنش و کرنش در پروتز مورد بررسی قرار گرفت. با توجه به عدم وجود ارتباط خطی میان ضخامت و توزیع تنش، برای تعیین ضخامت بهینه با توجه به محدودیت‌های موجود نظیر جاسازی حسگرهای تماسی در ادامه‌ی تحقیقات، حداقل ضخامت ممکن برای پوشش در نظر گرفته می‌شود. تأثیر تغییر ضخامت سایر لایه‌ها نیاز به بررسی بیشتر دارد که می‌تواند موضوع مناسبی برای تحقیقات آینده باشد.

Stress and strain distribution pattern investigation in multi-layer elastic hand prosthesis, inspired by the human skin structure

Iman Azarbayejani[1], Nima Jamshidi[2*], Ehsan Hajisadeghian[2]

1- Department of Mechanical Engineering, Isfahan University, Isfahan, Iran
2- Department of Biomedical Engineering, Isfahan University, Isfahan, Iran
*P.O.B. 81746-73441, Isfahan, Iran, n.jamshidi@eng.ui.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 03 December 2016
Accepted 16 March 2017
Available Online 14 May 2017

Keywords:
Prosthesis
prosthetic hand
skin layers
optimum thickness
finite element analysis

ABSTRACT

One of the very important issues in designing hand prosthesis is to consider their cover or cortex. The purpose of this research is to design a cover to have a similar behavior, as much as possible, to the human natural skin, in power transmission and deformation pattern. A layer made of Lorica®, which has similar properties to natural skin, has been added to the conventional cover which is composed of three layers. Using finite element analysis Software, ANSYS V.15, the new four-layered cover has been investigated on three dimensional model of the hand prosthetics with different thickness for the outer layer, and the pattern of deformation and internal stresses in the prosthesis are measured. Optimal thickness of the outermost layer is evaluated due to stress and strain distribution and their transformation to prosthesis metallic core. The relationship between the thickness of this layer and the distribution of stress and deformation of the cover is not linear and direct and the thickness of 1.5mm shows better results among the measured values in this section.

In this study, the fourth layer was added to improve the frictional and elastic properties of formerly used prosthetic covers, and its effect on stress and strain distribution in the prosthesis was investigated. It is determined that due to lack of linear correlation between the thickness and stress distribution, the optimal thickness of each layer must be selected based on design limitations like the ability of embedding tactile sensors in future for the minimum thickness. The effects of changes in the thickness of the other layers need further investigation and can be a good subject for future research.

1- مقدمه

دست انسان به عنوان یک عضو حیاتی نقشی اساسی در انجام کارهای روزمره‌ی بشر ایفا می‌کند. توسعه دست‌های رباتیک و پروتزهای دست، از گذشته مورد توجه دانشمندان بوده و تاکنون پیشرفت‌های قابل ملاحظه‌ای در

Please cite this article using:

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

I. Azarbayejani, N. Jamshidi, E. Hajisadeghian, Stress and strain distribution pattern investigation in multi-layer elastic hand prosthesis, inspired by the human skin structure, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 5, pp. 346-352, 2017 (in Persian)

این حوزه حاصل شده است. یکی از موارد بسیار با اهمیت در طراحی این‌گونه وسایل توجه به پوشش و یا پوسته آن‌ها است؛ چیزی که در مورد دست انسان به عنوان پوست شناخته می‌شود. پوششی که از لحاظ ایمنی، مقاومت، رنگ و شکل ظاهری و از همه مهم‌تر کارایی، بتواند میزان پذیرش پروتز یا دست مصنوعی را در میان بشر افزایش دهد [2,1].

پوست انسان از دو لایه‌ی درم و اپیدرم تشکیل شده است؛ این دو لایه، به همراه لایه‌ی چربی زیرپوستی و استخوان، ساختار انگشت را تشکیل می‌دهند. هرکدام از این لایه‌ها خواص مکانیکی خاص خود را دارند که درنتیجه ساختار کلی پوست از نظر مکانیکی رفتاری غیرخطی و وابسته به زمان از خود بروز می‌دهد [4,3]. درواقع، میزان سختی سرانگشت به صورت غیرخطی با افزایش نیرو و سرعت تحریک افزایش می‌یابد. این ویژگی نقش اساسی در افزایش دقت به هنگام کار با اشیاء و کیفیت حس تماسی دارد [5]. این خاصیت تطبیق‌پذیری پوست (از طریق افزایش سطح تماس) باعث بهبود پایداری در گرفتن اشیا، کاهش تنش فشاری و خطر شکستن اشیاء شکننده می‌شود؛ بنابراین، میزان سختی انگشت انسان یک خاصیت وابسته به زمان است. به موادی با این خاصیت، ویسکوالاستیک گفته می‌شود [7,6]. علاوه بر موارد فوق، خواص وابسته به زمان این مواد باعث جذب انرژی‌های اضافی به صورت لرزش و شوک می‌گردد و با افزایش سطح تماس در حین ثابت ماندن نیروی تماسی، میزان نیروی اصطکاک افزایش خواهد یافت.

مطالعات زیادی در مورد جنس مواد قابل استفاده برای روکش‌هایی با خواص مشابه پوست دست انجام گرفته است [8-10]. در میان این مواد، جنس‌های سخت به دلیل سطح تماس کوچک، عدم تغییر شکل در هنگام تماس و فقدان ایمنی در هنگام برخورد [1] برای این کاربرد مناسب نیستند. این در حالی است که مواد ترکیبی و نرم دارای مزیت‌های فراوانی برای استفاده به عنوان چنین روکش‌های می‌باشند. آزمایش‌های عملی نشان دهنده‌ی آن است که روکش‌هایی با ساختار تک لایه، نمی‌تواند به‌درستی و به‌طور مناسب ویژگی‌های مکانیکی پوست انسان را شبیه‌سازی کند [11] و لذا استفاده از ساختارهای چندلایه توصیه می‌شود. در این راستا تحقیقات بسیاری در مورد ساخت پوشش‌هایی با ویژگی‌های مشابه دست انسان برای انواع پروتزهای دست صورت گرفته است. شیموگا و گولدنبرگ [9] آزمایش‌های گوناگونی بر روی شش نوع ماده مختلف برای استفاده به عنوان پوشش دست‌های رباتیک انجام داده‌اند. آن‌ها درنهایت به این نتیجه رسیده‌اند که از میان آن‌ها مواد ژل مانند، بازخورد بهتری را برای استفاده به عنوان پوست مصنوعی خواهند داشت. کوتسکی و همکارانش [10] مواد مختلف را در شرایط محیطی گوناگون از قبیل وجود رطوبت و یا روان کننده‌ها برای کاربرد به عنوان روکش دست رباتیک مورد آزمایش قرار داده‌اند تا بتوانند روکشی ارائه دهند که در شرایط مرطوب (مانند زیر آب) از نظر اصطکاکی خواصی مشابه پوست طبیعی داشته باشد. تییزی و همکارانش [12] خواص ژل پولی اورتان[1] را در مقایسه با دیگر مواد مورد استفاده در گذشته مانند سیلیکون[2] و فوم ژلی[3] مورد بررسی قرار می‌دهند و مدلی سینماتیک برای مقایسه خواص مواد ارائه می‌کنند. آن‌ها نشان می‌دهند که ژل پلی اورتان ماده‌ای مناسب برای این کاربرد است. پس از آن کبیبیهان و همکارانش [2] نشان می‌دهند که ژل پولی اورتان و سیلیکون که نزدیک‌ترین ساختار را به پوست و بافت طبیعی دارند، به تنهایی نمی‌توانند خواص مشابه پوست از خود نشان دهند.

دندکار و همکارانش نیز به این موضوع اذعان کرده و به استفاده از پوست‌های چندلایه‌ی ترکیبی برای شبیه‌سازی پوست طبیعی توصیه می‌کنند [13]. آن‌ها با ساختن مدل سه بعدی انگشت انسان و میمون و تحلیل اجزای محدود آن به این نتیجه دست یافتند. در این تحقیق آن‌ها با مقایسه نتایج حاصل از بررسی تغییر شکل پوست واقعی و مدل سه بعدی انگشت، تحت اثر بارگذاری خطی، صحت نتایج بدست آمده را تائید کردند. تییزی و همکارانش در سال 2005 [14] در ادامه تحقیقات شیموگا و همکارانش در سال 1992 [15] تأثیر جنس و ضخامت مختلف لایه‌های سازنده پوشش مصنوعی را روی خواص الاستیک و مکانیکی آن بررسی می‌کنند و مدلی بهینه برای آن ارائه می‌دهند. علاوه بر ساختارهای چندلایه‌ی فوق، تحقیقاتی درزمینه‌ی ساختارهای دیفرانسیلی پیوسته پرشده با یک ماده سیال نیز توسط بارسلی و همکارانش صورت گرفته است [16-18]. درنهایت فی شاوو و همکارانش [19] با استفاده از ساختار چندلایه مشابه پوست به خواص اصطکاکی مشابه پوست واقعی دست یافته است. تحقیقات اندکی به بررسی خواص الاستیک و اصطکاکی پوشش‌های پروتزها به صورت هم زمان پرداخته‌اند.

در تحقیق حاضر، روکشی نوین با الهام از پوست دست برای پروتزهای دست مصنوعی ارائه گردیده است که خواص سطحی و مکانیکی آن تا حد امکان مشابه پوست طبیعی باشد. تأثیر وجود لایه‌ی خارجی-که به منظور مشابه سازی خواص اصطکاکی مورد استفاده قرار گرفته است- بر تنش‌های داخلی و نیروهای وارد بر اسکلت مرکزی پروتز (استخوان) بررسی می‌گردد. در این راستا یک روکش چهار لایه با الهام از ساختار پوست طبیعی انسان پیشنهاد می‌گردد. روکش طراحی شده به کمک نرم افزارهای اجزای محدود به مدل پروتز دستی که در گذشته توسط نویسنده طراحی و ساخته شده است (شکل1 و 2) اعمال می‌شود و تأثیر وجود این روکش بر تنش‌های اعمالی به پروتز بررسی می‌گردد. همچنین تأثیر ضخامت این لایه بر تنش‌های داخلی پروتز نیز مورد ارزیابی قرار گرفته و با پوست واقعی دست مقایسه می‌شود. تلاش شده است تا بر اساس الگوی توزیع تنش و کرنش، ضخامت بهینه‌ای برای لایه‌ی بیرونی انتخاب گردد.

2-مواد و روش‌ها

2-1- پوست انسان

تاکنون تحقیقات بسیاری بر روی خواص مکانیکی پوست انسان انجام گرفته است [20,11]. این تحقیقات نشان می‌دهد که این خواص در شرایط مختلف سنی و محیطی متفاوت هستند [22,21]. همچنین پوست نواحی مختلف بدن دارای خواص بسیار متفاوتی است به عنوان مثال [23] نشان می‌دهد که

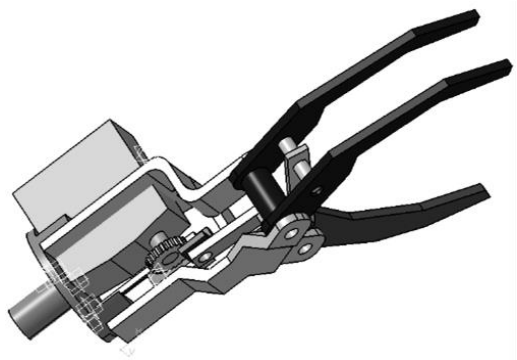

Fig. 1 Prosthetic hand designed by the author

شکل1 پروتز طراحی شده توسط نویسنده

[1] Polyurethane Gel
[2] silicon
[3] Gel Foam

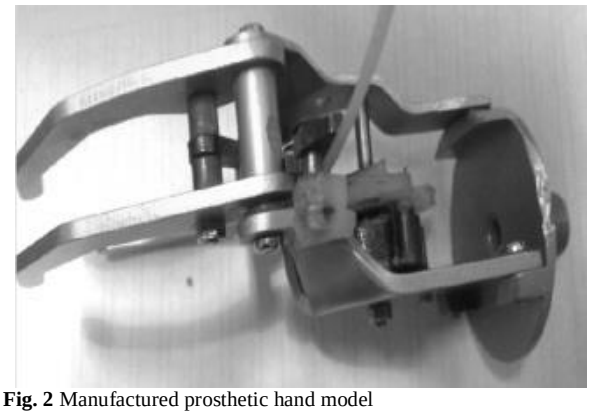

Fig. 2 Manufactured prosthetic hand model

شکل 2 مدل ساخته شده پروتز دست

پوستی که روی استخوان را می‌پوشاند سخت‌تر از پوستی است که روی ماهیچه را پوشانده است.

پوست انسان از سه لایه اصلی تشکیل شده است. لایه اول (بیرونی‌ترین لایه) اپیدرمیس[1] نام دارد که ضخامتی حدود 75 تا 150 میکرومتر دارد [24] و عموماً از سلول‌های مرده تشکیل شده است. لایه دوم درمیس[2] است که از یک بافت فیبروالاستیک با ضخامت 1-4 میلی‌متر تشکیل شده است [24]. این لایه از فیبر کولاژن و فیبر الاستین تشکیل شده است و جرم اصلی پوست را تشکیل می‌دهد. رگ‌های خونی، اتصالات عصبی و غدد عرق در این لایه قرار دارند. لایه سوم هایپردرمیس[3] یا چربی میان بافتی نام دارد و از چربی-های سبک ساخته شده است. ضخامت این لایه در بخش‌های مختلف پوست بسیار متغیر است. 72-60 درصد از حجم این لایه را آب تشکیل می‌دهد. هرکدام از این لایه‌ها خواص مکانیکی خاص خود را دارند و ویژگی‌های مختلفی در دست ایجاد می‌کنند.

2-2- انتخاب مواد

اندازه‌گیری‌های بسیاری بر روی ساختار داخلی و ترکیبات پوست انسان انجام گرفته است [25,3] که این اندازه‌گیری‌ها مبنا و اساس تحقیق حاضر می-باشند. جنس مواد انتخابی برای هر لایه‌ی پوست مصنوعی در این تحقیق بر اساس نتایج تحقیقات مشابه پیشین [26,16] انتخاب شده است. لایه نازک رویی دارای خواص اصطکاکی مشابه پوست طبیعی است و برای تأثیر بهتر خطوطی مشابه اثر انگشت روی خود دارد. لایه دوم دارای ضخامت بیشتری است و نقش آن ایجاد خاصیت الاستیک تا حد قابل قبول است. لایه سوم برای افزایش خاصیت الاستیک و جذب نیرو در نظر گرفته شده است. لایه‌ی آخر که ضخیم‌ترین لایه است و نقش پشتیبانی لایه دوم و انتقال نیروها به اسکلت پروتز به هنگام تماس قوی‌تر را ایفا می‌کند. تا حد امکان تلاش شده است در تحلیل‌ها از موادی استفاده شود که به صورت تجاری تولید شده‌اند. برای خارجی‌ترین لایه، از ماده‌ای موسوم به لوریکا[4] استفاده می‌شود که دارای خواص اصطکاکی بسیار مشابه پوست طبیعی بوده و حتی با افزایش میزان رطوبت، مشابه پوست طبیعی، مقدار ضریب اصطکاک آن افزایش می‌یابد [26,24]. برای لایه‌ی درمیس از پلاستیک دراگون اسکین[5] که خواصی نزدیک به این لایه دارد و برای اپیدرمیس از پلاستیک اکوفلکس[6] با درجه سختی 30 استفاده شده است. برای لایه‌ی چربی میان بافتی نیز این ماده با درجه سختی 10 به کار رفته است [27]. همچنین به دلیل کمبود ضخامت اسکلت فلزی پروتز، ماده‌ای که از نظر خواص مشابه به استخوان دست است، برای پرکردن اطراف آن در نظر گرفته شده است. این قسمت نقش تکیه‌گاه را برای لایه‌های پوست بر عهده دارد. جنس و خواص این مواد انتخابی برای قسمت-های مختلف را در جدول شماره 1 مشاهده می‌کنید. از این اعداد در مدل‌سازی اجزای محدود استفاده می‌شود.

3-2- مدل‌سازی اجزای محدود

به منظور بررسی پاسخ مکانیکی پوست مصنوعی طراحی شده به تنش‌های اعمالی، از مدل‌سازی سه بعدی المان محدود استفاده شده است. نیروی خارجی اعمالی از طریق یک استوانه به پروتز اعمال می‌گردد. مواد انتخاب شده، توسط مدل اوگدن مرتبه اول[7] [28] و مطابق جدول 1، تعریف‌شده‌اند. روکش انتخابی توسط نرم افزار انسیس نسخه 15[8] بر روی مدل پروتزی که قبلاً توسط نویسنده طراحی و ساخته شده است پیاده‌سازی می‌شود. به منظور کاهش حجم محاسبات و همگرایی شبیه سازی، فرض‌هایی برای ساده‌سازی مدل انجام شده است. در زیر به تعدادی از این فرضیات اشاره می‌شود:

- تنها یکی از انگشتان دست مصنوعی در هنگام نگه داشتن استوانه در مدل در نظر گرفته شده است.
- در ناحیه‌ی تماس لایه‌های پلیمری نوع تماس به صورت تماس محصور[9] در نظر گرفته شده است. بدان معنی که نفوذ، جدایش و و لغزش در بین آن‌ها وجود نداد.
- در تحلیل انجام گرفته، قیدهای لایه‌های نرم نسبت به یکدیگر از نوع چسبیده به هم (Tie) هستند و برای قسمت‌های مکانیکی با توجه به حالت لولایی اتصالات، قیدها از نوع اتصالات لغزنده (SLIDER CONNECTION) انتخاب شده‌اند.

پیش از انتقال مدل سه بعدی پروتز به نرم افزار انسیس، نیاز است تغییراتی بر روی این مدل که در نرم افزار کتیا طراحی شده است اعمال گردد. برای افزایش ضخامت چنگک‌ها به منظور افزایش سطح تماس تکیه‌گاهی لایه‌های پوست، از ماده‌ای موسوم به تفلن[10] - با خواص مشابه استخوان- در اطراف اسکلت فلزی استفاده شده است (شکل3 و 4).

ضخامت لایه‌های مختلف پوشش بر اساس فرضیات اولیه، مطابق با ضخامت لایه‌های پوست طبیعی و بر مبنای نتایج تحقیق [19] انتخاب

جدول 1 جنس و خواص مواد انتخابی برای قسمت‌های مختلف روکش

Table 1 Specification of materials used in the cover

لایه	جنس ماده	سختی	مدول یانگ (kPa)	نسبت پواسون
لایه خارجی	Lorica®	A-43	80	0.48
چربی بین بافتی	EcoFlex	00-10	24	0.4
اپیدرمیس	EcoFlex	00-30	125	0.48
درمیس	DragonSkin	A-20	50	0.48
استخوان	PTFE		17×10^6	0.3
اسکلت فلزی	آلومینیوم		70×10^6	0.35

[1] Epidermis
[2] Dermis
[3] Hypodermis
[4] Lorica®
[5] DragonSkin
[6] EcoFlex
[7] 1st order Ogden model
[8] ANSYS V. 15
[9] Bonded-type contact
[10] Polytetrafluoroethylene

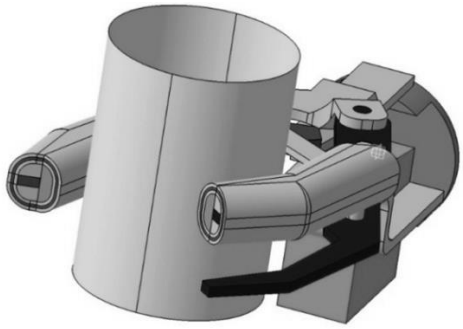

Fig. 3 Designed cover and the changes made on the model

شکل 3 روکش طراحی شده و تغییرات اعمالی به طراحی اولیه

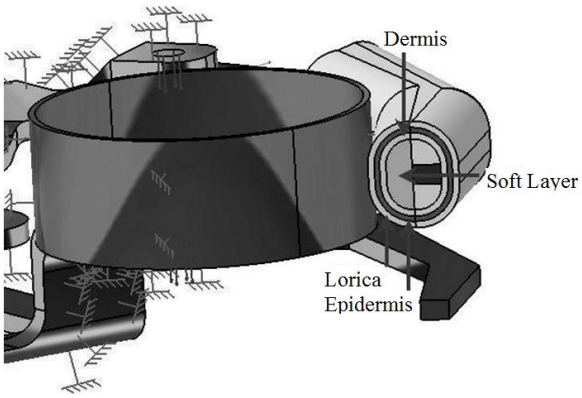

Fig. 4 Construction layers of the cover

شکل 4 لایه‌های مختلف تشکیل دهنده روکش پروتز

می‌شوند. برای لایه‌ی خارجی نیز، در مراحل مختلف به ترتیب ضخامت‌های 0.75، 1، 1.25 و 1.5 میلی‌متر پیشنهاد می‌گردد. این حدس‌های اولیه با استفاده از نتایج حاصل از تحلیل المان محدود به طریقی بهبود می‌یابند که ضمن رعایت کردن حداقل ضخامت برای کل پوشش، توزیع تنش در روکش حالت یکنواخت پیدا کرده و میزان تنش‌های اعمالی به پروتز به حداقل برسد. برای لایه درمیس که حسگرهای حرارتی و تماسی را در خود جای خواهد داد، میزان حداقل ضخامت، به اندازه 30 درصد بیشتر از ضخامت این سنسورها خواهد بود که با توجه به نتایج تحقیق [29] به اندازه 1 میلی‌متر انتخاب می‌گردد. این ویژگی به این دلیل اعمال می‌شود که در آینده بتوان پوشش را به راحتی به حسگرهای مناسب مجهز نمود. ضخامت لایه‌های مختلف در جدول 2 آورده است.

در این مدل میزان نیروی اعمالی توسط سطح به پوشش پروتز برابر 1 نیوتون در نظر گرفته شده است که بر مبنای تحقیقات، این عدد مقدار معمول نیرو در تماس دست انسان است [19].

3- نتایج

نتایج حاصل از تحلیل اجزای محدود پروتز دست به همراه پوشش پوست

جدول 2 ضخامت فرضی لایه‌های مختلف روکش

Table 2 Hypothetical thickness of layers

لایه	ضخامت (میلی‌متر)
لایه خارجی	0.75, 1, 1.25, 1.5
اپیدرمیس	0.8
درمیس	1
لایه نرم	4

مصنوعی در شکل 5 قابل مشاهده است. در این شکل توزیع تنش‌های اعمالی به اسکلت فلزی پروتز در اثر بارگذاری محاسبه شده است. همان‌طور که در شکل مشخص است بیشترین میزان تنش در این لحظه به میله اتصال بین دو انگشت چنگک اعمال می‌گردد.

به منظور بررسی تأثیر افزایش ضخامت لایه خارجی لوریکا بر نحوه‌ی توزیع تنش و کرنش در داخل روکش، به کمک نرم افزار، مسیری متشکل از 50 گره بر روی این لایه در نظر گرفته می‌شود و میزان تغییرات تنش ون میز و کرنش محوری در طول این مسیر مورد بررسی قرار می‌گیرد. نتایج این تحلیل در نمودارهای شکل‌های 6، 7، 8 و 9 مشخص شده است.

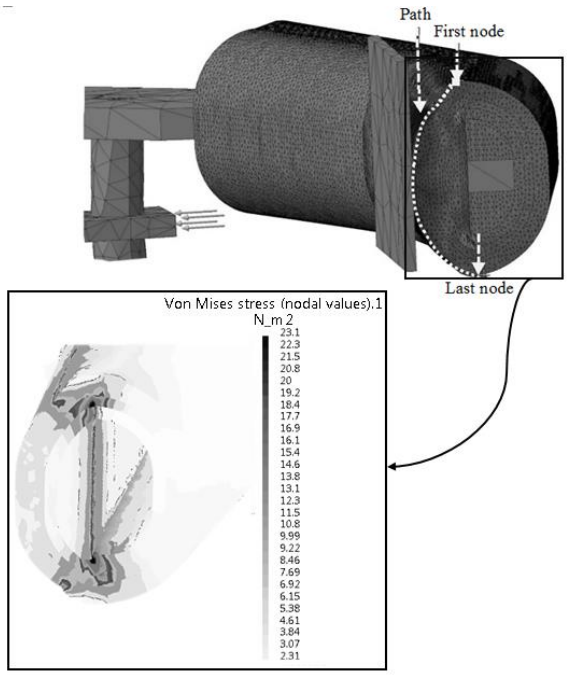

Fig. 5 stress distribution along the surface defined path

شکل5 توزیع تنش در پروتز و روکش بر اثر بارگذاری در طول مسیر تعیین شده

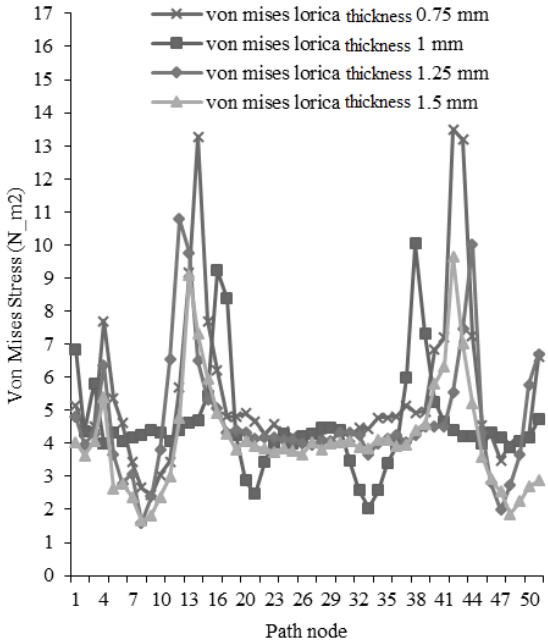

Fig. 6 Von mise stress distribution along surface path nods

شکل 6 نمودار مقادیر تنش ون میز در امتداد مسیر سطحی روکش

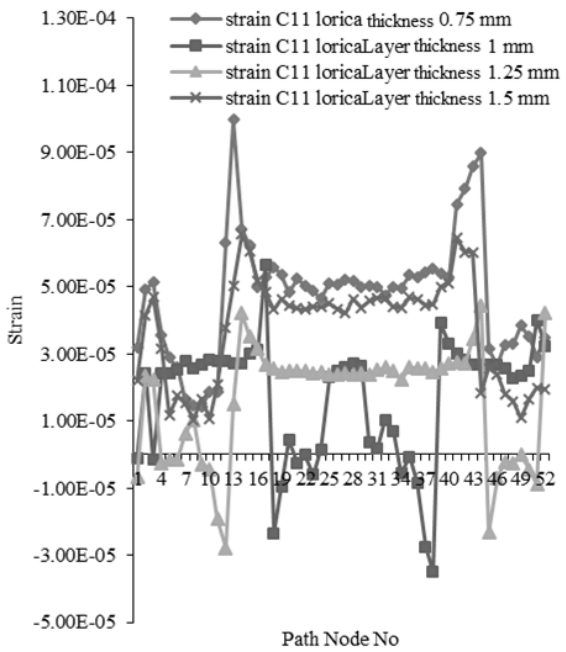

Fig. 7 1st Axial strain distribution along surface path nods

شکل 7 نمودار مقادیر کرنش محوری جهت اصلی 1 در امتداد مسیر سطحی روکش

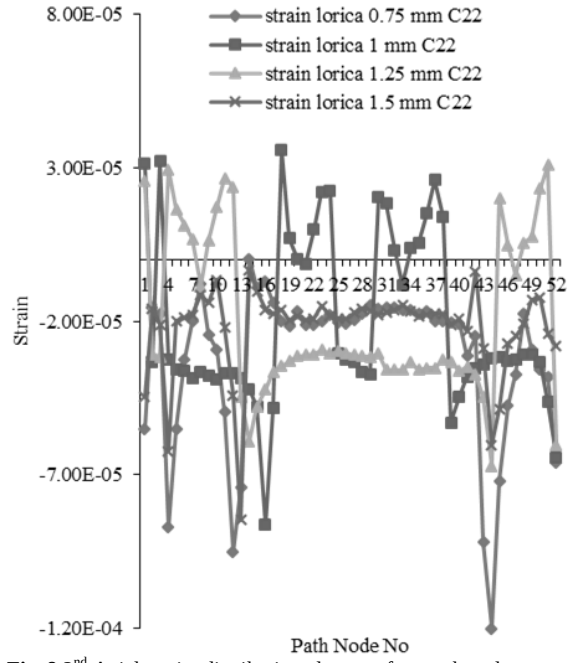

Fig. 8 2nd Axial strain distribution along surface path nods

شکل 8 نمودار مقادیر کرنش محوری جهت اصلی 2 در امتداد مسیر سطحی روکش

بهترین حالت توزیع تنش به منظور کاهش تنش‌های اعمالی به هسته‌ی فلزی پروتز و افزایش طول عمر لایه لوریکا، حالتی است که در آن مقدار تنش حداقل و توزیع آن در طول پروتز به صورت یکنواخت باشد. میزان یکنواختی توزیع تنش در این لایه را می‌توان با تعیین انحراف معیار داده‌های بدست آمده، در طول مسیر تعریف‌شده بر روی سطح تعیین کرد. مقادیر میانگین و انحراف معیار تنش و کرنش در سطح پروتز در جدول‌های 3، 4، 5 و 6 آورده شده است. با بررسی مقدار میانگین تنش و میزان انحراف معیار توزیع تنش

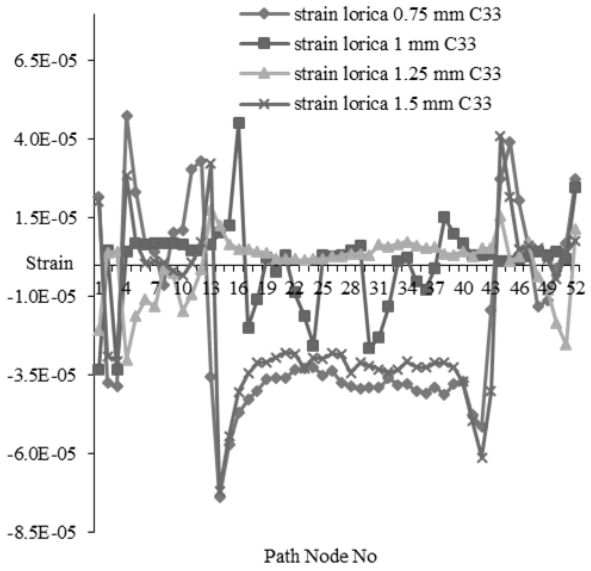

Fig. 9 3rd Axial strain distribution along surface path nods

شکل 9 نمودار مقادیر کرنش محوری جهت اصلی 3 در امتداد مسیر سطحی روکش

در ضخامت‌های مختلف می‌توان دریافت که ضخامت 1 میلی‌متر نسبت به ضخامت‌های دیگر حالت بحرانی‌تری دارد. کمترین انحراف معیار تنش در ضخامت 1.5 میلی‌متر حاصل می‌گردد. همچنین با توجه به داده‌های بدست آمده از تحلیل المان محدود می‌توان دریافت که با افزایش ضخامت لایه‌ی لوریکا، میانگین تنش در آن کاهش می‌یابد. همان‌طور که انتظار می‌رفت ارتباط توزیع تنش در این ماده با تغییرات ضخامت لایه یک رابطه‌ی غیرخطی است، به نحوی که افزایش ضخامت به مقدار یکسان، میزان تغییرات متفاوتی در تنش میانگین ایجاد می‌کند.

نمودار تغییرات کرنش‌های محوری در امتداد سه محور اصلی و داده‌های مربوط به این نمودارها را در زیر مشاهده می‌کنید.

جدول 3 مقادیر میانگین و واریانس تنش ون میز در طول مسیر روی سطح پروتز برای ضخامت‌های مختلف

Table 3 the mean and variance values of von Mises stress along the surface of the prosthesis for different thicknesses

ضخامت لوریکا (میلی‌متر)	میانگین (Nm^2)	واریانس
0.75	5.185645	4.880613
1	4.847721	5.506534
1.25	4.805833	5.304077
1.5	3.98258	4.253836

جدول 4 مقادیر میانگین و واریانس کرنش اصلی در راستای محور 1 در طول مسیر روی سطح پروتز برای ضخامت‌های مختلف

Table 4 The mean values and variances strain axis 1 along the surface of the prosthesis for different thicknesses

ضخامت لوریکا (میلی‌متر)	میانگین	واریانس
0.75	4.76E-05	3.33166E-10
1	1.69E-05	3.35804E-10
1.25	1.62E-05	2.9342E-10
1.5	3.92E-05	2.39017E-10

جدول 5 مقادیر میانگین و واریانس کرنش اصلی در راستای محور 2 در طول مسیر روی سطح پروتز برای ضخامت‌های مختلف

Table 5 The mean values and variances strain axis 2 along the surface of the prosthesis for different thicknesses

ضخامت لوریکا	میانگین	واریانس
0.75	-3.13E-05	6.44641E-10
1	-2.07E-05	7.96499E-10
1.25	-2.01E-05	6.86078E-10
1.5	-2.26E-05	2.10945E-10

جدول 6 مقادیر میانگین و واریانس کرنش اصلی در راستای محور 3 در طول مسیر روی سطح پروتز برای ضخامت‌های مختلف

Table 6 The mean values and variances strain axis 3 along the surface of the prosthesis for different thicknesses

ضخامت لوریکا (میلی‌متر)	میانگین	واریانس
0.75	-1.95E-05	8.54694E-10
1	5.27E-07	1.77988E-10
1.25	4.62E-07	9.38569E-11
1.5	-1.98E-05	5.24104E-10

با بررسی رفتار پوست طبیعی به هنگام تماس با اجسام در نقاط مختلف دست، می‌توان به این نتیجه کلی دست‌یافت که هرچه میزان ضخامت پوست در آن ناحیه بیشتر باشد میزان تغییر شکل پوست افزایش خواهد یافت [27]. به عبارتی نحوه تغییر شکل در نواحی با ضخامت بیشتر به صورت یکنواخت‌تر رخ می‌دهد. با بررسی نتایج تغییرات کرنش محوری با تغییر ضخامت لایه به این نتیجه می‌رسیم که افزایش ضخامت در حالت کلی باعث کاهش میزان انحراف معیار داده‌ها و درنتیجه یکنواختی بیشتر تغییر شکل پوسته در سطح نمونه خواهد شد. همچنین مشاهده می‌گردد که در روند تغییرات انحراف معیار برای دو جهت یک و دو، مقدار این کمیت دارای یک مقدار بیشینه است که در ضخامت 1 میلی‌متر اتفاق افتاده است. این امر نشان می‌دهد که انتخاب ضخامت لایه‌ها در نحوه تغییر شکل پوشش بسیار حساس خواهد بود؛ اما در مورد کرنش در جهت محور سه، مشاهده می‌شود که مقادیر دارای یک مقدار کمینه هستند که در ضخامت 1.25 میلی‌متر اتفاق می‌افتد و پس از آن میزان انحراف معیار کرنش افزایش یافته‌است.

4- بحث

انتخاب پوشش چهار لایه با الهام از ساختار پوست طبیعی بدین منظور صورت گرفته است که پوشش طراحی شده در هنگام گرفتن اجسام، پاسخ به نیروی خارجی و سایش رفتاری سازگار با پوست طبیعی از خود بروز دهد. به‌طور ساده، بر مبنای تجاربی که در این تحقیق حاصل شد، نحوه‌ی پاسخ روکش پروتز مصنوعی به تنش خارجی متناسب با میزان نرمی لایه‌های آن است. همچنین مقاومت پوشش در برابر سایش و جلوگیری از لیز خوردن اجسام در هنگام گرفتن، مربوط به لایه‌ی سخت خارجی آن است. بااین‌همه، به دلیل آنکه در این تحقیق تلاش شد تا فقط از موادی که به صورت صنعتی ساخته شده و در دسترس می‌باشند استفاده شود، امکان پیدا کردن ماده‌ای نرم‌تر از آنچه استفاده شد میسر نگشت و لذا نرمی پوشش کاملاً با پوست طبیعی مشابه سازی نشد [30,26]. استفاده از مواد ژل مانند و فوم احتمالاً امکان دستیابی به سختی کمتر را میسر خواهد کرد ولی در عین حال مشکلاتی نیز در بر خواهد داشت. نیاز به آب‌بند کردن پوشش به دلیل عدم صلبیت این مواد، افزایش هزینه‌های طراحی و ساخت و پیچیده شدن محاسبات.

پوشش پلاستیکی مورد استفاده در این تحقیق امکان جاسازی حس‌گرهای تماسی موجود در بازار را به منظور اندازه‌گیری نیروهای فشاری به‌راحتی امکان‌پذیر می‌کند. تحقیقات مشابه پیشین تمرکز خود را بیشتر بر روی بررسی جنس مواد و ضریب اصطکاک پوشش در تماس با اجسام قرار داده‌اند. در این تحقیق ضمن در نظر گرفتن ویژگی‌های اصطکاکی بدست آمده در این تحقیقات، تمرکز بر روی بررسی تأثیر ضخامت لایه‌ی خارجی پوسته بر نحوه تغییر شکل پوشش و توزیع تنش در آن بوده است. نتایج بدست آمده از نمودارها و جداول تائید کننده این موضوع است که مواد ویسکوالاستیک، در هنگام بروز تنش، رفتاری غیرخطی از خود بروز می‌دهند و لذا امکان مشاهده‌ی رفتارهای متفاوت با افزایش میزان ضخامت هر لایه از مقداری مشخص متصور است. با در نظر گرفتن مدل المان محدود مورد استفاده برای بررسی موادی که از ترکیب چند ماده‌ی پلاستیکی ساخته شده‌اند، این نتیجه حاصل می‌شود که آزمون‌های مختلفی برای بررسی دقیق مکانیکی این مواد مورد نیاز است. ازجمله آزمون برش، آزمون‌های حجمی، آزمون چند محوری و آزمون یک محوری. در این تحقیق تنها از نتایج دو آزمون تک‌محوری و چند محوری برای تحلیل نتایج استفاده شده است. گرچه این مدل یک توصیف جزئی از رفتار پوشش را نشان می‌دهد، لیکن نتایج قابل قبولی در محدوده‌ی تنش‌های اعمالی از آن بدست آمده است. محدودیت دیگر این مدل آن است که تنها شرایط بارگذاری استاتیک در آن در نظر گرفته شده است، هرچند که اطلاعات کافی از این نوع تحلیل، در مورد پاسخ پوشش‌های با ضخامت‌های مختلف به تنش و کرنش تحت نیروهای خارجی، به تنهایی بدست می‌آید.

هدف دنبال شده در این تحقیق متفاوت از تحقیقات مشابه انجام گرفته در گذشته بوده است [31,3]. به نحوی که در این تحقیق هدف اصلی بررسی تأثیر وجود لایه‌ی چهارم، به عنوان لایه‌ای که در تماس مستقیم با محیط و اجسام قرار دارد، بر تنش‌ها و کرنش‌های داخلی پوشش دست مصنوعی و هسته‌ی فلزی مرکزی آن است. این لایه‌ی خارجی ویژگی‌های سطحی پوست انسان را برای قرار گرفتن بر روی پروتز دست، شبیه سازی می‌کند. به‌علاوه در این تحقیق، پوشش پروتز با ضخامت یکسان دورتادور هسته‌ی فلزی را در بر گرفته است. بدین معنی که ضخامت پوسته در زیر و روی انگشت (برخلاف پوست واقعی دست انسان) یکسان است. همچنین نقش مکانیکی ناخن به عنوان تکیه‌گاه در تماس‌های فشاری قوی [27]، با در نظر گرفتن لایه‌ی استخوانی از جنس PTFT مشابه سازی شده است.

پوست مصنوعی ارائه‌شده در این تحقیق، نشان می‌دهد که چگونه یک پوشش مصنوعی برای پروتزهای دست، با الهام گرفتن از پوست طبیعی انسان، می‌تواند برخی از خواص و ویژگی‌های این شاهکار خلقت را از نظر کارایی و ظاهری مشابه سازی کند.

5- نتیجه‌گیری

هدف این تحقیق توسعه و بهبود عملکرد پروتزهای دست مصنوعی، از طریق طراحی روکشی با عملکرد مشابه پوست طبیعی بوده است. روکشی که هم از نظر کاربری وهم از لحاظ زیبایی بتواند رضایت استفاده کننده را جلب کند. در این راستا روکشی ترکیبی مشتمل بر چهار لایه به هم چسبیده از جنس پلاستیک برای این کاربرد ارائه گردید. تلاش شد تا این روکش از نظر رفتار

اصطکاکی و انتقال نیرو بیشترین شباهت را به پوست طبیعی دست داشته باشد. با تغییر ضخامت لایه‌ی بیرونی پوشش سعی بر این بود تا ضخامت بهینه‌ای برای این لایه بدست آید. برای تعیین این ضخامت بهینه، نمودار تغییرات تنش و کرنش بر روی سطح این لایه مورد بررسی قرار گرفت و با تعیین مقدار میانگین و انحراف معیار این دو پارامتر در امتداد سطح روکش، شاخصی برای مشخص کردن این مقدار بهینه تعریف و اندازه‌گیری شد. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که نحوه‌ی تغییرات تنش و کرنش با ضخامت لایه ارتباطی غیرخطی دارد. در میان مقادیر مورد استفاده در این تحقیق برای ضخامت لایه‌ی بیرونی، ضخامت 1.5 میلی‌متر، به نظر بهترین مقادیر را منتج می‌شود. در این تحقیق ضخامت لایه‌های درونی ثابت در نظر گرفته شد و درنتیجه میزان تنش اعمالی به اسکلت فلزی پروتز تقریباً ثابت بود. حال آنکه می‌توان با تغییر ضخامت این لایه‌ها در تحقیقات آینده، به ترکیبی بهینه برای لایه‌ها دست یافت به نحوی که ضمن تضمین کمترین ضخامت برای روکش، میزان تنش اعمالی به پروتز به حداقل ممکن برسد. یکی از مواردی که با توجه به نتایج این تحقیق نیاز به بررسی بیشتر در تحقیقات آینده دارد، علت بحرانی شدن لایه با ضخامت 1 میلی‌متر می‌باشد. فرضیه‌ی نویسندگان بر این است که دلیل این امر وجود لایه‌های ترکیبی و تاثیر سایر لایه‌ها بر نحوه‌ی توزیع تنش است. اثبات این فرضیه نیاز به تحلیل‌های بیشتر همراه با در نظر گرفتن تاثیر ضخامت لایه‌های درونی دارد که هدف تحقیقات آینده نویسندگان قرار گرفته است. همچنین نویسنده در نظر دارد در تحقیقات آینده با ساخت نمونه واقعی روکش طراحی شده و افزودن حس‌گرهای تماسی، به آزمایش عملی نتایج حاصل از این شبیه سازی بپردازد.

6- مراجع

[1] K. Ikuta, H. Ishii, M. Nokata, Safety evaluation method of design and control for human-care robots, *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 22, No. 5, pp. 281-297, 2003.

[2] J.-J. Cabibihan, S. Pattofatto, M. Jomâa, A. Benallal, M. C. Carrozza, Towards humanlike social touch for sociable robotics and prosthetics: Comparisons on the compliance, conformance and hysteresis of synthetic and human fingertip skins, *International Journal of Social Robotics*, Vol. 1, No. 1, pp. 29-40, 2009.

[3] C. Huiling, L. Shuai, Lei Zhang, M. Miao, A Finite Element Modeling Study on the Fingertip Deformation under Pressure Stimulation, *MATEC Web of Conferences*, Les Ulis, France, Jan 1, 2016.

[4] T. Maeno, K. Kobayashi, N. Yamazaki, Relationship between the structure of human finger tissue and the location of tactile receptors, *JSME International Journal* Series C *Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing*, Vol. 41, No. 1, pp. 94-100, 1998.

[5] R. Pfeifer, F. Iida, G. Gómez, Morphological computation for adaptive behavior and cognition, *Proceeding of International Congress Series Elsevier*, Tokyo, Japan, 4-7 July, 2006.

[6] P. Tiezzi, I. Kao, Modeling of viscoelastic contacts and evolution of limit surface for robotic contact interface, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 23, No. 2, pp. 206-217, 2007.

[7] C.-H. D. Tsai, I. Kao, The latency model for viscoelastic contact interface in robotics: Theory and experiments, *Proceeding of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1291-1296, Munich, Germany, June 22-26, 2009.

[8] M. R. Cutkosky, P. K. Wright, Friction, stability and the design of robotic fingers, *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 5, No. 4, pp. 20-37, 1986.

[9] K. B. Shimoga, A. A. Goldenberg, Soft robotic fingertips part I: A comparison of construction materials, *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 15, No. 4, pp. 320-334, 1996.

[10] M. Cutkosky, J. Jourdain, P. Wright, Skin materials for robotic fingers, *in Proceeding of, IEEE*, pp. 1649-1654, 1987.

[11] F. M. Hendriks, *Mechanical behaviour of human epidermal and dermal layers in vivo*, pp. 11-15, Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven, 1989.

[12] P. Tiezzi, F. Lotti, G. Vassura, Polyurethane gel pulps for robotic fingers, *Proceeding of IEEE International Conference on Advanced Robotics*, ICAR. Coimbra, Portugal, June 30 - July 3, 2003.

[13] K. Dandekar, B. I. Raju, M. A. Srinivasan, 3-D finite-element models of human and monkey fingertips to investigate the mechanics of tactile sense, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 125, No. 5, pp. 682-691, 2003.

[14] P. Tiezzi, G. Vassura, Experimental analysis of soft fingertips with internal rigid core, *Proceeding of 12th International Conference on Advanced Robotics, IEEE*, pp. 109-114, Seattle, July 17-20, 2005.

[15] K. B. Shimoga, A. A. Goldenberg, Soft materials for robotic fingers, *Proceeding of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1300-1305, Nice, France, May 12-14, 1992.

[16] G. Berselli, G. Vassura, Differentiated layer design to modify the compliance of soft pads for robotic limbs, *Proceeding of, IEEE*, pp. 1285-1290, Kobe, Japan, May 12-17, 2009.

[17] M. Piccinini, G. Berselli, A. Zucchelli, G. Vassura, Predicting the compliance of soft fingertips with differentiated layer design: A numerical and experimental investigation, *Proceeding of International Conference on Advanced Robotics, IEEE*, pp. 1-6, Munich, Germany, June 22-26, 2009.

[18] G. Berselli, M. Piccinini, G. Palli, G. Vassura, Engineering design of fluid-filled soft covers for robotic contact interfaces: Guidelines, nonlinear modeling, and experimental validation, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 27, No. 3, pp. 436-449, 2011.

[19] F. Shao, T. H. Childs, B. Henson, Developing an artificial fingertip with human friction properties, *Tribology International*, Vol. 42, No. 11, pp. 1575-1581, 2009.

[20] C. D. Benedetto, A. Barbaglio, T. Martinello, V. Alongi, D. Fassini, E. Cullorà, M. Patruno, F. Bonasoro, M. A. Barbosa, M. D. C. Carnevali, Production, characterization and biocompatibility of marine collagen matrices from an alternative and sustainable source: the sea urchin Paracentrotus lividus, *Marine Drugs*, Vol. 12, No. 9, pp. 4912-4933, 2014.

[21] S. Diridollou, V. Vabre, M. Berson, L. Vaillant, D. Black, J. Lagarde, J. Grégoire, Y. Gall, F. Patat, Skin ageing: Changes of physical properties of human skin in vivo, *International Journal Of Cosmetic Science*, Vol. 23, No. 6, pp. 353-362, 2001.

[22] J. Park, N. Pažin, J. Friedman, V. M. Zatsiorsky, M. L. Latash, Mechanical properties of the human hand digits: Age-related differences, *Clinical Biomechanics*, Vol. 29, No. 2, pp. 129-137, 2014.

[23] B. J. Sangeorzan, R. M. Harrington, C. R. Wyss, J. M. Czerniecki, F. A. Matsen, Circulatory and mechanical response of skin to loading, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 7, No. 3, pp. 425-431, 1989.

[24] S. Derler, R. Rossi, G. Rotaru, Understanding the variation of friction coefficients of human skin as a function of skin hydration and interfacial water films, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: *Journal of Engineering Tribology*, Vol. 229, No. 3, pp. 285-293, 2015.

[25] K. J. Voss, *Investigation of the internal geometry and mechanics of the human fingertip, in vivo, using magnetic resonance imaging*, PhD Thesis, Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts, 1997.

[26] S. Derler, U. Schrade, L.-C. Gerhardt, Tribology of human skin and mechanical skin equivalents in contact with textiles, *Wear*, Vol. 263, No. 7, pp. 1112-1116, 2007.

[27] M. Controzzi, M. D'Alonzo, C. Peccia, C. M. Oddo, M. C. Carrozza, C. Cipriani, Bioinspired fingertip for anthropomorphic robotic hands, *Applied Bionics and Biomechanics*, Vol. 11, No. 1-2, pp. 25-38, 2014.

[28] R. Ogden, G. Saccomandi, I. Sgura, Fitting hyperelastic models to experimental data, *Computational Mechanics*, Vol. 34, No. 6, pp. 484-502, 2004.

[29] S. Harada, K. Kanao, Y. Yamamoto, T. Arie, S. Akita, K. Takei, Fully printed flexible fingerprint-like three-axis tactile and slip force and temperature sensors for artificial skin, *ACS Nano*, Vol. 8, No. 12, pp. 12851-12857, 2014.

[30] C. Chorley, C. Melhuish, T. Pipe, J. Rossiter, G. Whiteley, A biologically inspired fingertip design for compliance and strength, *Proceeding of Towards Autonomous Robotic Systems*, pp. 239-244, Edinburgh, Scotland, Sep 1-3, 2008.

[31] J.-J. Cabibihan, R. Pradipta, S. S. Ge, Prosthetic finger phalanges with lifelike skin compliance for low-force social touching interactions, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Vol. 8, No. 1, pp. 1, 2011.