DOI: 10.22041/ijbme.2005.13522

A Three Dimensional Stress Analysis of Diabetic Insole and Evaluation of Silicone Gel Material Using Finite Element Approach

Z. Barani [1*], M. Haghpanahi [2], H. Katoozian [3], H. Saeidi [4]

[1] Medical Technology Incubation Centre, Research Institute of Science & Technology in Medicine, Tehran Medical Science University

[2] School of Mechanical Engineering, Iran University of Science & Technology

[3] Department of Biomedical Engineering, AmirKabir University of Technology

[4] Department of Technical Orthopedics, Iran University of Medical Sciences

Received 10 December 2002; received in revised form 6 October 2004; accepted 7 February 2005

Abstract

Current research in foot biomechanics includes studies on prevention of recurrence of neuropathic foot ulcers. This prescribes accommodative insoles, which reduce plantar pressure levels particularly under the hallux. There is little quantitative information available regarding the effects of insole materials. The insole models available in the literature are mostly two- dimensional (2-D). Hence, there is a need to develop a three-dimensional (3-D) model with actual geometry which includes sufficient details. In this study a 3-D model of the insole was constructed. A linear and non-linear static analysis using finite element method (FEM) was done. To construct the 3-D finite element model, 14736 nodes and 16170 elements were used. This research has shown that Silicone Gel is very effective in terms of reduction of stress concentrations. The techniques used in this research provide a promising approach to understand the behavior of insole material as well as a guideline in the design of therapeutic footwear and orthoses for insensate feet.

Keywords: Diabetes; Insoles; Silicone Gel; Three dimensional FEM; Hyperelastisity

* **Corresponding author**
Address: *Medical Technology Incubation Centre, Research Institute of Science & Technology in Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, I.R.Iran*
Tel: *+98 21 66439831*
Fax: *+98 21 66438630*
E-mail: *zbarani_2000@yahoo.com*

DOI: 10.22041/ijbme.2005.13522

مدل سه بعدي براي كفي كفش بيماران ديابتي و بررسي نقش ماده سيليكون ژل در تحليل تنش و كرنش به روش اجزاء محدود

زهره باراني*[۱]، محمد حق پناهي[۲]، حميدرضا كاتوزيان[۳]، حسن سعيدي[۴]

[۱] دانشگاه علوم پزشكي تهران، بيمارستان امام خميني، مركز رشد فناوری لوازم و تجهيزات پزشكی
[۲] دانشگاه علم و صنعت ايران، دانشكده مكانيك
[۳] دانشگاه صنعتي اميركبير، دانشكده مهندسي پزشكي
[۴]دانشگاه علوم پزشكي ايران، ديپارتمان ارتوپدي فني

تاريخ ثبت اوليه: ۱۳۸۱/۹/۱۹، تاريخ دريافت نسخه اصلاح شده: ۱۳۸۳/۷/۱۵، تاريخ پذيرش قطعی: ۱۳۸۳/۱۱/۱۹

چكيده

يكي از عوارض مهم و شـايع در بيماري ديابت، زخم كف پاي اين افراد است كه در اثر توزيع نامناسب فشار در كف پا اتفاق افتاده و در نهايت منجر به قطـع پاي بيماران مي گردد. به طور كلي, تحقيقات صورت گرفته در زمينه كفي هـاي طبي در سطح يك مدلسازي دوبعدي و در قسمت محدودي از كفي بوده است. اين مدل ها براي بررسي توزيع تنش در كل كفي كافي نبوده و نياز به يك مـدل سه بعـدي كه بتواند موقعيت توزيع تنش و كرنش را در تمـام قسمت هاي كفي به طـور دقيق تر نشان دهد، احساس مي شد. در اين تحقيق, به موازات تهيه مدلي سه بعدي از يك كفي كفش و با بهـره گيري از نرم افزار **Ansys** و تحليل خطي و غيرخطي به روش اجزاء محدود، ماده سيليكون ژل، كه در ساخت كفي كفش بيماران ديابتي كاربرد فراواني دارد، مورد بررسي قرار گرفت. براي ساخت مدل سه بعدي با هندسه غيرخطي از المان هاي هايبريد، جامد، سه بعدي، چهار وجهي، داراي ۱۰ گره و هر گره با سه درجـه آزادي استفاده شـد. با بررسي نتايج به دست آمـده در شش منطقه كف پـا و در دو حـالت بـارگـذاري خطي و غيـرخطي نتيجه گرفتـه شـد كه سيليكون ژل در ناحيه داراي بيشترين فشار يعني زير انگشت بزرگ پا، در جهت**Y** بيشترين كرنش را نشان مي دهد.

واژه هاي كليدي: سيليكون ژل؛ هايپرالاستيسيتي؛ ديابت؛ زخم كف پا؛ كفي كفش

---

* عهده دار مكاتبات
نشانی: دانشگاه علوم پزشكي تهران، بيمارستان امام خمينی، مركز رشد لوازم و تجهيزات پزشكی
تلفن: ۶۶۴۳۹۸۳۱-۰۲۱، دورنگار: ۶۶۴۳۸۶۳۰-۰۲۱، پيام نگار: zbarani@hotmail.com

۱- مقدمه

بيماري ديـابت، يكي از بيماري هاي بسـيار مهـم متـابوليكي شناخته شده در جهـان بوده كه امروزه عـده زيـادي از مـردم به آن مبتلا مي باشند. آمار بيماران ديـابتي درجهـان در سـال ۱۹۹۷ ميلادي, در حـدود ۱۲۲/۸ ميليون نفر و در سال ۲۰۰۰ ميـلادي, در حـدود ۱۵۱/۲ ميليـون نفـر بـرآورد شـده است. پيش بيني مي گردد تا سال ۲۰۱۰ ميلادي, اين رقم بـه ۲۱۸/۳ ميليـون نفـر افـزايش يـابـد [۱]. يكـي از عـوارض شـايـع و چشمگير در اين بيمـاري، زخـم كـف پـاي ايـن افـراد است كه بـه دليـل عـدم خـون رسـانـي منـاسب، كـاهش سيسـتم ايمنـي، اخـتلال در سيسـتم عصبـي و پـوشيـدن كفـش تنـگ بـا كفي نـامناسب بوجود آمده و بـه راحتي هم قابل درمان نيسـت [۲]. البتـه تـوزيـع نـامناسب فشار در كف پا از دلايل عمده بوجود آمـدن زخـم بـوده و در نهـايت منجـر به قطع پـاي ايـن افـراد مـيگـردد [۳]. در ايـالات متحـده آمريكا, در حدود ۱۲ ميليون نفر افراد ديـابتي وجود دارد كه از اين ميان, سـاليانه در حـدود ۱۲۰۰۰۰ نفـر قطع پا مي شوند [۴].

بر اسـاس تحقيقات سـازمان جهـاني بهـداشت و فـدراسيون بين المللي ديـابت ۱۰% از بودجه بهداشتي كشورهاي صنعتي به هزينـه هـاي ناشي از عـوارض ديـابت اختصاص دارد. در ايالات متحده آمريكا, سـاليانه هزينـه اي بالغ بر ۹۱/۸ ميليارد دلار صرف خـدمات درماني بيماران ديابتي مي شود [۵] . در سال ۱۹۹۹ ميلادي،Jacob و همكاران بـا يـك مـدلسازي سه بعـدي از پا، تـوزيع تنش را در يك پـاي طبيعي و پـاي يك بيمار جذامي با فلج عضلاني مورد بررسي قرار دادند [۶]. در بيماران ديابتي هنگامي كه حس درد در پـا از بيـن مـي رود، بهترين روش براي جلوگيري از زخم, استفاده از كفـي هـا و كفش هاي طبـي است [۷]. در سـال هاي اخير، مدلسازي به روش اجزاء محـدود به عنوان روشي قـدرتمند و قابل اعتماد در طراحـي هندسه و مـواد كفي هـا و كفش هـاي طبـي در پاسخ به نيروهاي خارجي به كـار گـرفته شـده است [۸]. در سـال ۱۹۹۰ ميـلادي، Ralphs و همـكـاران بـا اسـتفـاده از فيلم هاي درجه بندي شده (Fuji Film) توانستند توزيع فشار كف پا را به دست آورند [۹].

در سـال ۱۹۹۸ مـيـلادي، Saco و هـمـكـاران بـا بررسي فاكتورهـاي تحمل درد در بيماران ديابتي, توزيع فشار كف پا را بـا استفاده از تجزيه و تحليل راه رفتن تعيين نمودند [۱۰]. در سـال ۱۹۹۶ مـيـلادي، Ziad و هـمـكـاران بـا قـرار دادن گيرنده هـاي حساس به فشار در نقاط مختلف بيشترين فشار در كفي توانستند تـوزيع فشار در كـف پـا را در حـالتي كـه كفي داخل كفش جـاسازي شده و فـرد روي دو پـاي خـود ايستاده است به دست آورند [۱۱].

در سـال ۱۹۹۷ مـيـلادي، Lemmon و هـمـكـاران نـيـز بـا بهـره گيـري از روش المـان هـاي محـدود، تحـليلـي غيرخطي جهت مـواد هايپرالاستيك فوم شـكل بـا نـام هـاي تجاري PPT و Cload Crepe با مدلي دوبعدي در ناحيه سـر متاتارسال اول انجام داده و تـوزيع تنش هـا را در اين ناحيـه محاسبه نمودند [۱۲].

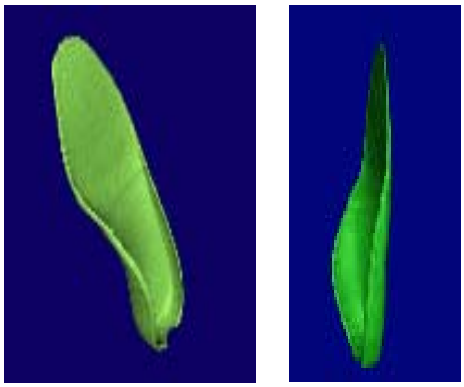
تاكنون بيشتر مدل سازي هاي انجام شده از كفي كفش, براي تجـزيـه و تحـليـل تنـش در حالت دوبعدي و در مورد فقط قسمتي از كفـي بـوده است. در ايـن مـدل ها, هندسه واقعي كفي كفش مد نظر نبوده، بنابراين, براي بررسي تمام جزئيات واقعي، ضرورت وجود يك مدل سه بعدي احساس مي شد.

در اين تحقيق سعي بر ايـن بـوده تـا بـه مـوازات تهيه مدلي سـه بعـدي از يك كفي كفـش و با بهـره گيري از نـرم افزار Ansys و تحليـل خطي و غيرخطي به روش اجـزاء محدود، ماده انتخاب شده به لحاظ توزيع تنش و كرنش مورد بررسي قرار گيرد.

۲- شرح مسأله

۲-۱- ساخت هندسه مدل

تاكنون آناليزهاي انجام شده روي قسمتي از كفي و آن هم به صورت دوبعدي بوده [۱۲] كه در اين حـالت, آنـاليز از دقت كافي برخوردار نمي باشد، لذا براي بالا بردن دقـت و كاهش خطاهاي ناشـي از هندسـه، از يـك كفـي كفـش مربـوط بـه بيماران ديابتي, تصوير سي تي اسكن (شكل ۱) تهيه گرديـد. شكـل ۱ و اطـلاعـات فـايـل هـاي تصـويري (IGES) وارد



شکل ۱- تصویر به دست آمده از سي تي اسکن يك كفي كفش

كامپيوتر گرديد و سپس مـدل بـه صورت سه بعـدي تـوسط نرم افزار ساخته شد.

۲-۲- المان بندي مدل

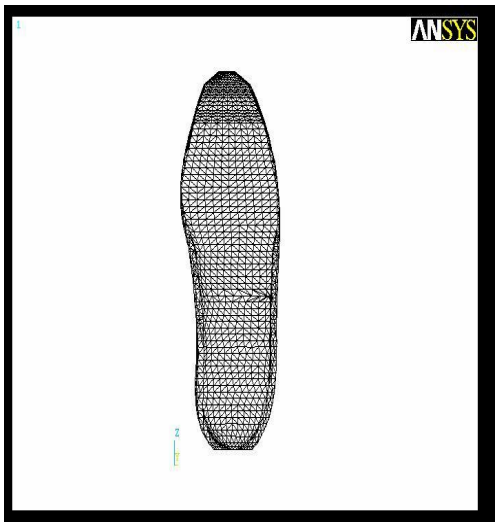
از آنجـايي كه مـدل كفـي كفـش بـه لحـاظ هنـدسـی دارای گوشه ها و قـوسهای نسبتاً فراوان و همچنین از نظر نوع ماده تشكيل دهنده در دسته مـواد هايپرالاستيك قرار می گرفت به همين دليل بـرای المان بنـدی مدل, از المـان هايپـرالاستيك، هايبريد، چهـار وجهی و ۱۰ گره ای بهـره گرفتـه شد (شكل ۲). اين المان, براي المان بندي مـواد هايپرالاستيك با تغيير فرم و كرنش بزرگ به كار مي رود [۱۳]. لازم به ذكـر است در اين مدل از ۱۴۷۳۶ گره و ۱۶۱۷۰ المان استفاده شد.

۲-۳- اعمال شرايط مرزي

جهت جلـوگيـري از بـوجـود آمـدن اصطكاك و تنـش هاي بـرشـي در كفي كفـش كه در نهـايت منجر به زخـم كف پـا مي گـردند، بايد كفي در كفش به طور كامل جاسازي شده و بي حـركت بـاشد، لذا براي ايجاد اين شرايط, تمام گره‌ها در قسمت هـاي زيـريـن و طرفي كفي در سه جهت (X, Y, Z) مقيد گـرديد. در سطـح بالايي كفي يعني جـايي كـه پـا روي آن قرار مي گيرد، جابجايي فقط در جهـت ضخـــامت كفـي (محور Y) كه خـود در جـت اعمال نيروي وزن مي باشد به صورت آزاد و در ساير جهات (Z, X) محدود گرديد.

۲-۴- اعمال شرايط بارگذاري به صورت فشار

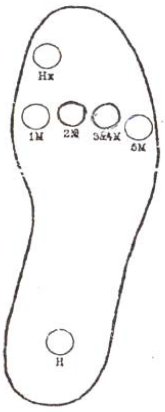
در سـال ۱۹۹۶ مـيـلادي، Ziad بـا قـرار دادن گيـرنـده هاي



شكل ۲- مدل سه بعدي المان بندي شده كفي

حساس بـه فشار در نقـاطي از كفي كه بيشترين فشـار را دارا مي باشند، توانست توزيع فشار را در كف پاي بيماران ديابتي در حالتي كه كفـي در داخل كفش جاسازي شده و فرد روي دو پاي خود بدون حركت ايستاده است، به دست آورد [۱۱]. ايـن منـاطـق شـامـل نـاحيه زير انگشت بزرگ پا، ناحيه سر متاتارسـال هـاي اول، دوم، سوم، چهارم و پنجم و ناحيـه زير پـاشنـه پا بـود (شكل ۳). نتيجه اي كه از تحقيق Ziad به دست آمـد حاكـي از آن بـود كه اگر فردي روي دو پاي خود ايستاده بـاشد، ۵۰ درصـد وزن بر روي يك پـا قـرار گرفته و از اين ميزان ۱۰% زيـر پاشنه، ۹/۵% زير سر متاتارسـال اول، ۸% زير سر متاتارسـال دوم، ۷% زير سر متاتارسال سوم و چهارم، ۵% زيـر سـر متاتـارسـال پنجم و ۱۰/۵% زير انگشت بـزرگ پـا تـوزيـع خواهد شد [۱۱]. منـاطق فـوق در داخـل مـدل كفـي ساختـه شـده مشخص گـرديد و سپـس از تـوزيع فشـارهـاي به دسـت آمـده از تحقيق Ziad, جهت بارگذاري روي مدل تحت شـرايـط فـوق استفاده شد [۱۱]. در ايـن تحقيق, فشارهـا در جهـت ضخـامت كفي (محور Y) روي كفي قـرار داده شـده و برای ساده سـازي از سـاير نيروهـاي وارده مانند نيـروهاي برشي نـاشي از اصطكاك پـا بـا كفي صـرف نظر گرديده است. در آنـاليز خطي, بـارگذاري در يك مرحله و در آنـاليز غيرخطي بـراي نزديكتر شدن به منحني هاي غيرخطي تنش و كـرنش، بارگذاري در سه مرحله انجام پذيرفت.

جـدول ۱، توزیع فشارهـای به دست آمده از مرجع ۱۱ را در شش منطقه اصلی تجمع فشار در کف پا نشان می دهد.



شکل ۳- مناطق بیشترین فشار در کف پا و کفي

جدول ۱- توزیع فشار در کف پا [۱۱]

مناطق کف پا	توزیع بیشترین فشارها (MPa)
زیر انگشت بزرگ پا	۵۹۴/۵
زیر پاشنه پا	۵۶۷/۶
سر متاتارسال اول	۵۲۷/۱
سر متاتارسال دوم	۴۶۹/۳
سر متاتارسال سوم و چهارم	۳۹۲/۲
سر متاتارسال پنجم	۲۷۱/۶

۲-۵- اندازه گیری خواص مکانیکي

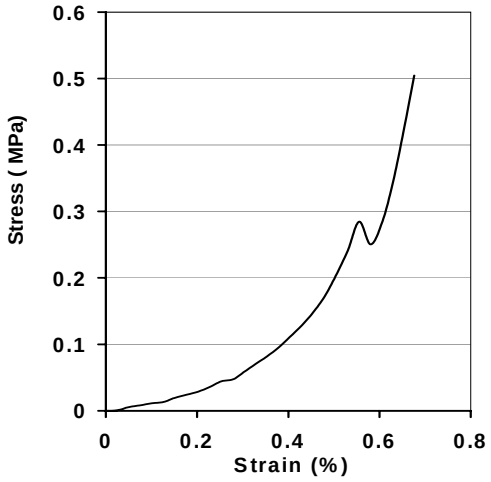
در این تحقیق، يك نوع ماده فـوم شکل هـایپرالاستیك با نام تجـاری سیلیکـون ژل جهـت بررسي انتخاب شد. از آنجايي کـه, منحنـي تنـش و کـرنش ایـن مـاده به دلیل کرنش زیاد، غیـرخـطي است، لـذا باید این منحني را به صورت تجربي و آزمایشگاهي به دست آورد.

شکل ۴، منحني تنش و کرنش به دست آمـده از آزمون فشار در راستای ضخامت را در ماده سیلیکون ژل نمایش مي دهد.

بـراي اندازه گیـری خـواص مکانیـکی مـاده مـذکـور از دستگاه آزمـون فشار Dartec استفاده گردید. اطلاعات به دست آمده از دستگاه, به صـورت منحني تغییر مکـان - نیرو ترسیم شد و سپس منحني تنش و کرنش به دست آمد.

آزمایش در شـرایط متعارف (۲۳ °C) و بارگذاری تحت یک تـابع Ramp از بـار ۰/۶۴ kN شـروع و تـا زمـان پـارگی نمونه ادامه یافت.

بـا استـفـاده از دستـورالعمـل استـانـــدارد مـــواد لاستیکـــی در بـارگذاری فشاری, نمـونه هـا مطـابـــق استـانـــدارد بـــه شکل دیسـک هـای سیلنـدری از مـاده سیلیکـون ژل تهیـــه گردید. سپس نمـونه های مورد نظر، بین دو فـک دستگاه در راستای ضخامت تحت آزمون فشار قرار گرفت و مطـابق بـا شرایط یاد شده بارگذاری انجام پـذیرفت [۱۳]. خصوصـیات نمونه هـای تهیه شده از ماده سیلیکون ژل در جدول ۲ آورده شده است.



شکل ۴- منحني تنش و کرنش سیلیکون ژل

جدول ۲- خصوصیات استاندارد نمونه هـاي تهیه شده از ماده سیلیکون ژل

نوع آزمایش	آزمون فشاری
شکل نمونه	دیسک های سیلندری
ضخامت نمونه (mm)	۱۲/۵ ± ۰/۵
قطر نمونه (mm)	۲۹ ± ۰/۵
شماره استاندارد	DIN 395-89
نوع دستگاه	Dartec با فک های هیدرولیکی

۲-۶- تحلیل هاي انجام شده

عنـــوان هـایـپـرالاستیـك[1] بـه مـوادي اطـلاق مـي‌گـردد که تغییرشکل های الاستیك بزرگي داشته و تقریباً غیرقابل تراکم هستند. در این صـورت مي توان براي آنها يك تابع پتـانسیل الاستیك یـا يك تـــابع دانسیتـــه انـــرژي کـرنشـــي (W) در

[1]Hyperelastic

نظر گـرفت [۱۴]. شکـل هـاي مختلفي از تـوابـع انـرژي كرنشي وجـود دارند كه رفتـار مـواد مختـلف شبـه لاستيكي را بيـان مـي‌نمـاينـد. از جـمـله ايـن مـدل هـا مـي تـوان بـه مدل Mooney-Rivilin اشـاره نمـود كه بـراي شـرح رفتـار مـواد هايپـرالاستيك بسيار مناسـب است. فـرضيات سـاده شـونده در اين مـورد عبارتند از: ايزوتروپ بودن و غيـرقابل تراكم بودن ماده.

تئوري Mooney-Rivilin نيز بر اساس فرضيات فوق بنا شده و طبق رابطه ۱ تعريف مي گردد:

$$W = C_1 (I_1 - 3) + (I_2 - 3) \qquad (۱)$$

W، تـابع دانسيته انـرژي كرنشي؛ C_1 و C_2 ثابت هايي هستند كه بايد به طـور تجـربي محـاسبه شوند؛ و I_1 و I_2 ثابت هاي كرنش بوده كه به صورت روابط ۲ و ۳ تعريف مي گردند:

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \qquad (۲)$$

$$I_2 = 1/\lambda_1^2 + 1/\lambda_2^2 + 1/\lambda_3^2 \qquad (۳)$$

λ_1، λ_2 و λ_3 ميـزان كشيـدگي يـا فشـردگي نسبي اصلـي مي باشند [۱۵].

از اين مـدل جهت بيان رفتار سيليكون استفاده گرديد. در اين تحقيق, بـه دليل غيـرخطـي بـودن هندسه مدل و ماده به كار رفتـه در آن, از آنـاليزهـاي غيـرخطي اسـتاتيكي در يـك مرحله و سه مرحله بـارگذاري جهت به دست آوردن توزيـع تنش و كرنش استفاده شد.

۳- تفسير و تحليل نتايج

نتايج به دست آمـده از بيشترين كرنش هـاي حـاصل از يك مرحله و سه مرحله بارگذاري در جهت ضخامت كفي حاكي از آن است كـه سيليكـون ژل در ناحية زير انگشت بزرگ پـا يعنـي در نـاحيـه اي كـه بيشتريـن فشـار وجـود دارد، داراي بيشترين كرنش مي باشد.

جـدول ۳، تـوزيـع بيشتـرين كـرنـش هـا را بـه ترتيـب در يك مرحله و سه مرحله بارگذاري در جهت ضخـامت كفـي نشان مي‌دهد.

از آنجايي كه بارگذاری در جهت ضخامت كفی انجام گرفت لذا كرنش مؤثر نيـز در همين راستا اتفاق افتـاده و كرنش در

جدول ۳- نمايش توزيع بيشترين كرنش در يك مرحله و سه مرحله بارگذاري

مناطق كف پا	توزيع بيشترين كرنش	
	يك مرحله	سه مرحله
زير انگشت بزرگ پا	۰/۰۷۵۵	۰/۰۲۵۳
زير پاشنه پا	۰/۰۵۵۳	۰/۰۱۸۴
سر متاتارسال اول	۰/۰۳۵۱	۰/۰۱۱۵
سر متاتارسال دوم	۰/۰۱۵۰	۰/۰۰۴۶
سر متاتارسال سوم و چهارم	۰/۰۰۵۱	۰/۰۰۲۱
سر متاتارسال پنجم	۰/۰۰۲۵	۰/۰۰۱۵

سايز جهات قابل صرف نظر می باشد.

۳-۱- بررسي اختلاف بين دو مرحله بارگذاري (خطي و غيرخطي)

در ايـن قسمت, بـه بـررسي اختلاف بيـن يك مرحله و سـه مرحله بـارگذاري پـرداخته مي شود و اختلاف آنها در مـورد تنـش و كـرنـش مـورد بحـث قـرار مي‌گيـرد. در جـدول۴، اختلاف دو حالت بارگذاري در جهت ضخـامت كفـي بـراي تـوزيع كرنش مشاهده مي گردد.

از جـدول ۴ چنين بر مـي آيد كه اختلاف بين اين دو مرحله قابل ملاحظه اند و اين مـوضوع بـدين علت است كه منحني تنش و كـرنـش سيليكون ژل حـالت سهمي داشته و بـه دليل غيـرخطي بودن، تفاوت قـابل ملاحظه اي را در حالت هـاي خطي و غيرخطي ارائه مي دهند.

ايـن مطلـب بيـانگر آن است كه مـواد غيـرخطـي نظيـر مواد هـايپـرالاستيـك (و از جمله در اين تحقيق سيليكون ژل) كه داراي تغييرشكل و كرنـش بزرگ هستند، و قطعاً يك منحني تنش و كرنش غيرخطـي خـواهنـد داشت [۱۶]، را نمی توان تنها با يک تحليل استاتيكی مورد ارزيابی قرار داد، لذا بررسي اين مـواد در حالـت اسـتاتيك و بـا يـك مرتبـه بارگـذاري، خطاي بسيار زيادي ايجاد خواهد نمود.

به همين دليل بـراي نـزديك شـدن به حـالت غيرخطي ماده، لازم است بـارگذاري در چند مـرحله انجـام پـذيرد تـا بدين ترتيب حـالتي شبيه حالت شبه استاتيك بـه وجـود آيـد. از اين رو، مسأله در دو حـالت حـل گرديد. بديهي است اگـر

جدول ۴- نمايش اختلاف دو حالت بارگذاري براي توزيع كرنش

مناطق كف پا	ميزان توزيع كرنش		
	يك مرحله	سه مرحله	اختلاف دو حالت
زير انگشت بزرگ پا	۰/۰۷۵۵	۰/۰۲۵۳	۰/۰۵۰۲
زير پاشنه پا	۰/۰۵۵۳	۰/۰۱۸۴	۰/۰۳۶۹
سر متاتارسال اول	۰/۰۳۵۱	۰/۰۱۱۵	۰/۰۲۳۶
سر متاتارسال دوم	۰/۰۱۵۰	۰/۰۰۴۶	۰/۰۱۰۴
سر متاتارسال سوم و چهارم	۰/۰۰۵۱	۰/۰۰۲۱	۰/۰۳۰
سر متاتارسال پنجم	۰/۰۰۲۵	۰/۰۰۱۵	۰/۰۱۰

تعداد مراحل بارگذاري بيشتر گردد، جواب هاي دقيق-تري به دست خواهد آمد.

لازم است خاطر نشان گردد اين تحقيق در ابتداي كار به عنوان يك طرح نو و بنيادي نه تنها در ايران كه در دنيا به شمار مي‌رفت و با وجود جستجوهاي گسترده‌اي كه در اين زمينه انجام گرفت، كاري مشابه با آن يافت نشد كه بتوان صحت و سقم جواب ها را محك زد. در نتيجه اين مقاله به عنوان يك مثال از يك موضوع بنيادي مطرح گرديد و مسأله به شكل FEM حل شد. البته پيشنهاد مي گردد در ادامة اين تحقيق، پژوهش هاي تجربي نيز تعريف گردند تا بتوان پاسخ هاي به دست آمده از تئوري را با جواب هاي حاصل از آزمايش و تجربه مقايسه نمود و ارزيابي درستي از پاسخ ها به دست آورد.

۴- نتيجه گيري

با بررسي نتايج به دست آمده در شش منطقه كف پا و در دو حالت بارگذاري خطي و غيرخطي نتيجه گرفته شد كه سيليكون ژل در ناحيه داراي بيشترين فشار يعني زير انگشت بزرگ پا، در جهت Y بيشترين كرنش را نشان مي دهد.

از طرف ديگر، اختلاف قابل ملاحظه اي بين دو حالت بارگذاري خطي و غيرخطي مشاهده گرديد كه ناشي از غيرخطي بودن منحني تنش و كرنش سيليكون ژل مي باشد. ضمن اينكه، سيليكون ژل به دليل خاصيت ارتجاعي خود می تواند جاذب بسيار خوبي براي شوك هاي وارده باشد.

مراجع

[۱] رجب اسد الله، بررسی وضعیت هزینه های بیماری دیابت؛ فصلنامه علمي پيام ديابت، بهار ۱۳۷۷؛ انتشارات انجمن ديابت ايران، سال اول (شماره ۳): ۵-۷.

[2] Smith KE, Commean PK, Mueller MJ, Robertson DD, Pilgram T, Johnson J; Assessment of the diabetic foot using spiral computed tomography imaging and plantar pressure measurements: A technical report; Journal of Rehabilitation Research and Development, January/ February 2000; 37(1): 190-197.

[۳] نورانی شیلا؛ بررسی وضعیت اپیدمیولوژی بیماری دیابت در جهان؛ فصلنامه علمي پيام ديابت، پاييز ۱۳۷۸؛ انتشارات انجمن ديابت ايران، سال دوم (شماره ۵)؛ ۱۵.

[4] Pecoraro RE, Reiber GE, Burgess EM; Pathways to diabetic limb amputation: basis for prevention; Diabetes Care 1990; 13: 513-21.

[5] Hilstrom HJ, Whitney K; Objective assessment of a performed adjustable insole for a conventional diabetic shoe; Journal of Biomehanics 1998; Department of Bioengineering, University of Pennsylvania; 106-114.

[6] Jacob S, Patil MK.; Three-dimensional Foot Modeling and Analysis of Stresses in Normal and Early Stage Hansen's Disease with Muscle Paralysis; Journal of Rehabilitation Research and Development 1999; 36(3): 224-231.

[7] Boulton AJM, Connor H, Cavanagh PR, ;The Foot in Diabetes; 3rd ed 2000 John Wiley & Sons Ltd; Chapter 11, 131.

[8] Shorten MR; Finite Element Modeling of Soccer Shoe Soles; Journal of Biomechanics 1998; 514-520.

[9] Ralphs G, Lunsford TR, Greenfield J; Measurement of Plantar Pressure Using Fuji Prescale Film-Preliminary Study; Academy, JPO Library 1998; 2(2): 130-138.

[10] Sacco ICN, Amadio AC; Temporal parameters, peak Pressure Pain Tolerance Thereshold in Gait Analysis of diabetic neuropathic patients; NACOB (North American Congress on Biomechanics) August 1998; University of Waterloo, Waterloo, Ontario, Canada, 20-28.

[11] Ziad OA, Harris GF, Chang AH, Shereff MJ; Evaluation of a rehabilitative pedorthic: plantar pressure alterations with scaphoid pad application; IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering 1996; 4(4): 60-68.

[12] Lemmon D, Shiang TY, Hashmi A, Ulbrecht JS, Cavanagh PT; The effect of insoles in theraputic foot wear - A finit element approach; Journal Of Biomechanics 1997; 262-271.

[13] Ansys 5.4, Element Reference, 000853 Ninth Edition, SASIP Inc, Chapter 4, The Element Library.

[14] ASTM Designation: D395-89 Standard Test Method for Rubber Property - Compression Set, American Society For Testing And Materials, 1916 Race St, Philadelphia, Pa 19103, 1997.

[15] Ansys 5.4, Theory Reference, 000855 Eighth Edition, SASIP Inc, Chapter 4, Structural with Material Non Linearities.

[16] ABAQUS 5.4, Theory Manual Lecture 3, Rubber Elasticity; 1995.