



Biomechanical Analysis of Effect of Inclination Angle on Stress Distribution in the Acetabulum and Acetabularcup after Total Hip Arthroplasty

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Karimpour M.¹ PhD,
Rahimian R.*¹ MSc

How to cite this article

Karimpour M, TRahimian R. Biomechanical Analysis of Effect of Inclination Angle on Stress Distribution in the Acetabulum and Acetabularcup after Total Hip Arthroplasty. Modares Mechanical Engineering, 2019; 19(3):559-567.

ABSTRACT

Total Hip Arthroplasty (THA) is one of the most successful orthopedic surgeries, which is advised by the specialist in cases which osteoarthritis worsens in the hip joint. In the long run, functionality of THA may be subject to problems such as wear, loosening, and displacement. Structural and mechanical mismatches of artificial joint with the patient's natural joint after THA leads to the changes stress distribution pattern on the bones in a way that the majority of the load is on the artificial joint and a small percentage is implemented on the patient's bone; in the long run, it reduces bone density and leads to loosening and displacement. One of the most important factors determining the stress distribution in the bone and prosthesis is the acetabularcup inclination in the acetabulum socket. In this study, a 24-year-old patient, who had been injured in the hip joint, is studied and the effect of the inclination angle on stress distribution in the acetabulum and acetabularcup is assessed. First, a 3D model of the patient's bone is obtained, using CT-scan imaging and its mechanical properties are found. Gait analysis is carried out on the patient and the movement pattern and muscle forces in a gait cycle are found, using OpenSim software. The hip prosthesis is designed and the mechanical analysis of the joint is carried out, using ABAQUS finite element software, and the appropriate inclination angle for the acetabularcup for this patient is derived. The results show that the acetabularcup implantation in 45 degrees of inclination leads to better prosthesis functionality and a longer life.

Keywords Total Hip Arthroplasty; Inclination; Finite Element Analysis; Gait; OpenSim

CITATION LINKS

[1] The history of biomechanics in total hip arthroplasty [2] Intra-articular treatment of hip osteoarthritis: A randomized trial of hyaluronic acid, corticosteroid, and isotonic saline [3] Basic biomechanics of the musculoskeletal system [4] Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living [5] Fixation and effect on bone strain pattern of a stemless hip prosthesis [6] Finite element modelling of primary hip stem stability: The effect of interference fit [7] Effect of acetabular cup abduction angle on wear of ultrahigh-molecular-weight polyethylene in hip simulator testing [8] The influence of acetabular component position on wear in total hip arthroplasty [9] Cup positioning in total hip arthroplasty [10] Hip contact stress during normal and staircase walking: The influence of acetabular anteversion angle and lateral coverage of the acetabulum [11] Development of elastic modulus-density chart for a typical femur bone model [12] Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site [13] Position and orientation in space of bones during movement: Anatomical frame definition and determination [14] OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement [15] OpenSim: A musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange [16] Biomaterials in orthopaedics [17] Increased Fracture Strength and Excellent Wear Properties BIOLOX® delta [18] Processing and mechanical properties of HA/UHMWPE nanocomposites [19] Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding [20] Dislocations after total hip-replacement arthroplasties [21] Understanding acetabular cup orientation: The importance of convention and defining the safe zone [22] Current concepts in acetabular positioning in total hip arthroplasty [23] Research synthesis of recommended acetabular cup orientations for total hip arthroplasty [24] Redefining the acetabular component safe zone for posterior approach total hip arthroplasty [25] The safe zone for acetabular orientation in hip arthroplasty

¹Mechanical Engineering School, Tehran University, Tehran, Iran

*Correspondence

Address: Mechanical Engineering School, Tehran University, Tehran, Iran
Phone: -
Fax: -
reza.rahimian@ut.ac.ir

Article History

Received: April 23, 2018
Accepted: October 27, 2018
ePublished: March 01, 2019

بررسی بیومکانیکی اثر زاویه اینکلینیشن بر توزیع تنش در استابولوم و استابولارکاپ پس از جراحی تعویض مفصل لگن

مراد کریمپور PhD

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران، ایران

رضا رحیمیان MSc

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران، ایران

چکیده

جراحی تعویض مفصل لگن یکی از موفق‌ترین جراحی‌های ارتوپدی است که در صورت بروز آرتروز در مفصل و تشدید وضعیت نامناسب آن، توسط جراح متخصص به بیمار توصیه می‌شود. اجزای مفصل مصنوعی در دراز مدت می‌توانند با مشکلاتی همچون سایش، شل‌شدگی و جابه‌جایی همراه باشند. عدم تطابق ساختاری و مکانیکی اجزای مفصل مصنوعی با مفصل طبیعی بیمار پس از جراحی سبب می‌شود تا الگوی توزیع تنش روی استخوان‌ها به‌گونه‌ای تغییر کند که قسمت اعظمی از بار توسط اجزای مفصل مصنوعی تحمل شده و درصد کمی از آن روی استخوان اعمال شود که در درازمدت سبب کاهش تراکم استخوان، شل‌شدگی و جابه‌جایی اجزای مفصل می‌شود. زاویه اینکلینیشن استابولارکاپ یکی از مهم‌ترین عوامل تعیین‌کننده نحوه توزیع تنش در استخوان و پروتز است. در این پژوهش، بیماری ۲۴ ساله که از ناحیه مفصل لگن دچار آسیب شده مورد مطالعه قرار گرفته و اثر زاویه اینکلینیشن بر توزیع تنش در استابولوم و استابولارکاپ وی مورد بررسی قرار گرفته است. ابتدا با استفاده از تصاویر سی‌تی‌اسکن، مدل سه‌بعدی استخوان و خواص مکانیکی مربوط به آن استخراج شده است. آزمایش گیت بیمار انجام شده و با استفاده از نرم‌افزار این‌سیم، الگوی حرکتی و نیروی عضلات وی در طول سیکل گیت استخراج شده‌اند. پروتز مفصل لگن طراحی شده و در انتها، تحلیل مکانیکی مفصل با استفاده از نرم‌افزار المان محدود آباکوس انجام شده و اینکلینیشن صحیح استابولارکاپ برای این بیمار استخراج شده است. نتایج به‌دست‌آمده نشان می‌دهد که کاشت استابولارکاپ در زاویه اینکلینیشن ۴۵ درجه در بدن این بیمار، سبب عملکرد بهتر پروتز و طول عمر بیشتر آن خواهد بود.

کلیدواژه‌ها: تعویض مفصل لگن، اینکلینیشن، تحلیل المان محدود، گیت، این‌سیم

تاریخ دریافت: ۹۷/۰۲/۰۳

تاریخ پذیرش: ۹۷/۰۸/۰۵

* نویسنده مسئول: reza.rahimian@ut.ac.ir

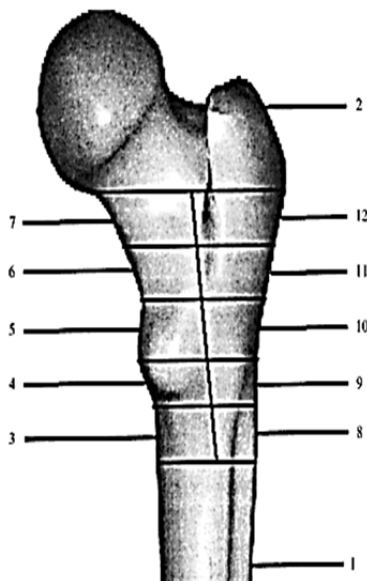
۱- مقدمه

بروز آسیب در مفصل لگن و احساس درد در این ناحیه کلیه فعالیت‌های روزمره انسان را تحت تاثیر قرار می‌دهد و اغلب سبب حرکت غیرنرمال بیمار آسیب‌دیده می‌شود. این حرکت غیرنرمال می‌تواند روی سایر مفاصل بدن و ستون فقرات او تاثیر بگذارد و در صورت عدم رسیدگی به‌موقع می‌تواند عملکرد صحیح سیستم اسکلتی بیمار را با مشکل مواجه کند^[۱]. یکی از دلایل احساس درد در مفصل لگن، تورم مفصل است که نوع شایع آن آرتروز نام دارد. آرتروز نوعی بیماری است که در آن غضروف درون مفصل به‌تدریج تخریب و سبب می‌شود دو استخوان بدون هیچ واسطه‌ای روی یکدیگر حرکت کنند و در نهایت سایش رخ می‌دهد. این بیماری می‌تواند ناشی از اضافه وزن بیمار یا دارای ریشه ژنتیکی باشد. وارد شدن ضربه یا شکستن استخوان‌های اطراف مفصل از دیگر عواملی است که سبب تخریب مفصل لگن می‌شود. عوامل ذکر شده شایع‌ترین عوامل تخریب این مفصل هستند که با بروز علائمی همچون احساس درد شدید هنگام فعالیت‌های روزمره، خشکی، سختی و شنیده شدن صدا در ناحیه مفصل و لنگیدن نمایان می‌شود. برای درمان این بیماری‌ها بسته به نوع آسیب از روش‌های غیرجراحی شامل دارودرمانی، تزریق دقیق و هدایت‌شده کورتیزون و

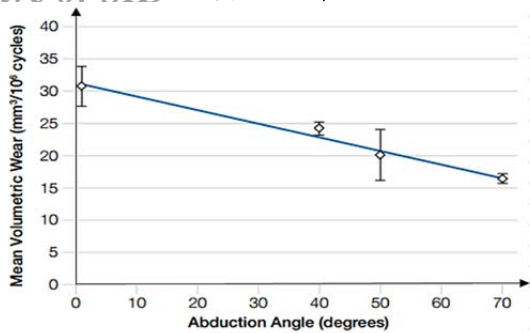
تمرین‌ها و فعالیت‌های ترکیبی استفاده می‌شود^[۲]. در صورت تشخیص پزشک متخصص و عدم کارایی روش‌های ذکر شده، عمل جراحی تعویض مفصل لگن انجام می‌شود. اگر چه این جراحی در ۸۰٪ موارد موفقیت‌آمیز بوده و با رضایت بیماران همراه است، ولی در طولانی‌مدت عملکرد آن می‌تواند با مشکلاتی همچون شل‌شدگی، سایش و جابه‌جایی همراه باشد. انتخاب پروتز با اندازه نامناسب و کاشت آن در موقعیت و جهت‌گیری نامناسب سبب کاهش بازدهی و موفقیت جراحی می‌شود^[۳].

تاکنون محققان و اندیشمندان بسیاری به بررسی پارامترهای موثر در بهبود عملکرد پروتز مفصل لگن پرداخته‌اند. پس از جراحی تعویض مفصل لگن، الگوی توزیع تنش روی استخوان تغییر می‌کند، به‌گونه‌ای که مقدار قابل توجهی از نیرو توسط پروتز تحمل می‌شود و درصد کمی از آن را استخوان تحمل می‌کند که به این پدیده، سپر تنشی می‌گویند. نتیجه این امر کاهش جرم استخوان طی یک فرآیند بیولوژیک است که توسعه این پدیده سبب شل‌شدن پروتز می‌شود. *یوشید* و همکاران^[۴]، پژوهشی با هدف کاهش پدیده سپر تنشی پس از جراحی تعویض مفصل لگن انجام داده‌اند. در این پژوهش، برای برآورد تاثیر پروتز در توزیع تنش روی استخوان، تنش فون‌میزر در مرکز المان‌ها در هر قسمت اندازه‌گیری شده است. اختلاف تنش‌های فون‌میزر بعد و قبل از جراحی برای هر المان و تقسیم آن بر مقدار تنش فون‌میزر قبل از جراحی و سپس میانگین‌گیری روی حجم آن ناحیه از استخوان ران، معرف عددی است که اختلاف تنش نام می‌گیرد. مثبت‌بودن عدد اختلاف تنش، بیانگر افزایش تنش در آن ناحیه و منفی‌بودن آن بیانگر کاهش تنش در آن ناحیه است. در شکل ۱ تقسیم‌بندی ناحیه پروکسیمال استخوان ران از زیر گردن تا بالای تروکانتر بزرگ نشان داده شده است.

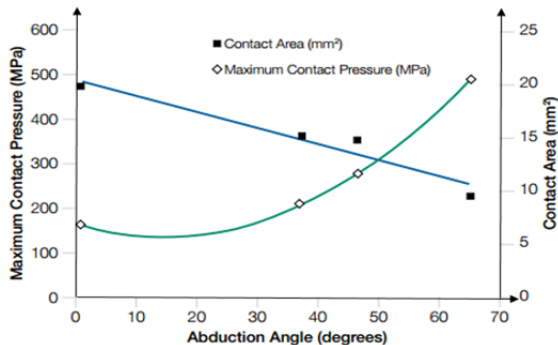
این پژوهش با هدف بررسی پدیده سپر تنشی در پروتز ارایه‌شده توسط این پژوهشگران و پروتز معرفی‌شده توسط *مانتینگ* و *ورهلین*^[۵] انجام شده است. در نمودار ۱، اختلاف تنش فون‌میزر قبل و بعد از جراحی در نواحی مختلف نشان‌داده‌شده در شکل ۱ قابل مشاهده است. با توجه به نمودار ۱ که به مقایسه طرح جدید و مدل مانتینگ پرداخته، مشاهده می‌شود که بزرگی عدد اختلاف تنش در طرح جدید همواره کوچک‌تر از طرح مانتینگ است.



شکل ۱) تقسیم‌بندی قسمت پروکسیمال استخوان ران



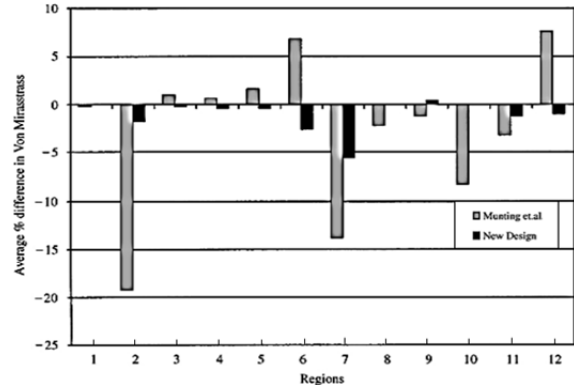
نمودار ۳) نرخ سایش لاینر براساس زاویه اینکلینیشن پس از طی ۳ میلیون سیکل بارگذاری^[7]



نمودار ۴) حداکثر تنش تماسی و مساحت سطح تماس بر حسب زاویه اینکلینیشن استابولارکاپ^[7]

اگر چه افزایش زاویه اینکلینیشن سبب کاهش نرخ سایش لاینر پلیمری می‌شود، اما از طرفی با مشکلات دیگری نظیر ایمپینجمنت، ناپایداری پروتز و دررفتگی و همچنین بارگذاری شدید در لبه‌ها همراه است. این عوامل از دلایل عدم عملکرد مناسب ایمپلنت‌ها در زاویه اینکلینیشن بزرگ‌تر از ۴۰ درجه هستند. وان و همکاران^[8] با مطالعه بالینی ۱۳۹ مفصل جراحی شده طی مدت ۶ سال، اثر جهت‌گیری استابولارکاپ بر سایش لاینر را مورد بررسی قرار داده‌اند. تمامی پروتزهای استفاده شده در جراحی این بیماران از نوع پروتزهای با دیواره متخلخل (بدون استفاده از سیمان ارتوپدی) بوده است. سر استخوان ران استفاده شده در ۱۰۷ بیمار از جنس آلیاژ کروم-کبالت و در ۳۲ بیمار از جنس سرامیک آلومینا و استابولارکاپ استفاده شده برای تمامی بیماران از جنس آلیاژ تیتانیوم بوده است. در این مطالعه، میانگین زاویه‌های اینکلینیشن استابولارکاپ ۳۸/۳±۶/۵ بوده است. نرخ سایش اندازه‌گیری شده برای لاینر پلیمری در مفاصل با استابولارکاپ با زاویه اینکلینیشن کمتر از ۴۵ درجه، ۰/۰۸۴ میلی‌متر در سال و برای استابولارکاپ‌های با زاویه اینکلینیشن بیشتر از ۴۵ درجه، ۰/۰۹۶ میلی‌متر در سال بوده است. نرخ سایش کمتر در پروتزهای با سر سرامیکی استخوان ران نسبت به پروتزهای با سر فلزی، از دیگر نتایج این پژوهش بوده است.

شرینیک^[9] در پژوهشی با موضوع جهت‌گیری استابولارکاپ در جراحی تعویض مفصل لگن، جهت‌گیری مطلوب استابولارکاپ برای دستیابی به عملکرد بهتر پروتز را مورد بررسی قرار داده‌اند. آنها با بررسی بالینی عکس‌های رادیوگرافی بیماران بیان می‌کنند که با افزایش زاویه انته‌ورژن، احتمال بروز ایمپینجمنت بین سطح پشتی قسمت گردن پایه پروتز و لبه استابولارکاپ افزایش می‌یابد. این گروه از محققان، زاویه اینکلینیشن مناسب را در محدوده ۴۵ تا ۵۵ درجه معرفی کرده‌اند.

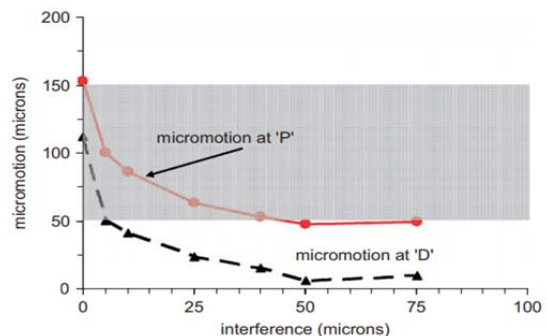


نمودار ۱) اختلاف تنش فون‌میزز در نواحی مختلف استخوان ران قبل و بعد از جراحی^[4]

عبدالکدیر و همکاران^[6] طی پژوهشی، بیشترین نارضایتی گزارش شده از بیماران پس از جراحی تعویض مفصل لگن با استفاده از سیمان ارتوپدی را احساس درد و شل‌شدگی پروتز بیان کرده‌اند. عدم پیوند اولیه صحیح بین سیمان، پروتز و استخوان سبب ناپایداری پروتز در کانال استخوان ران و منجر به شل‌شدگی آن می‌شود. لذا آنها با استفاده از مدل المان محدود و آزمایشات تجربی روی ۴ استخوان ران، اندازه میکروموشن ایجاد شده در نقاط پروکسیمال و دیستال پروتز را اندازه‌گیری کرده‌اند. در نمودار ۲، اندازه میکروموشن در نقاط ذکر شده براساس اندازه ضخامت لایه سیمان ارتوپدی ارایه شده است.

کوردوبا و همکاران^[7] به صورت تجربی و با استفاده از تحلیل المان محدود، به بررسی اثر زاویه اینکلینیشن استابولارکاپ بر سایش لاینر پلیمری پرداخته‌اند. پروتز مورد بررسی آنها از نوع فلز روی پلیمر، جنس اجزای فلزی آن از جنس آلیاژ کروم-کبالت و قطر سر استخوان ران ۲۸ میلی‌متر بوده است. آنها با در نظر گرفتن ۴ زاویه اینکلینیشن صفر، ۴۰، ۵۰ و ۷۰، اثر زاویه اینکلینیشن بر سایش لاینر پلیمری را مورد بررسی قرار دادند. حداقل و حداکثر نیروی مفصلی اعمال شده به مفصل طی آزمون تجربی و تحلیل المان محدود به ترتیب ۵۰ و ۲۴۵۰ نیوتن بوده است. در نمودار ۳، نرخ سایش لاینر به صورت تابعی از زاویه اینکلینیشن پس از طی ۳ میلیون سیکل در آزمون تجربی نشان داده شده است.

در نمودار ۴، حداکثر تنش تماسی و مساحت سطح تماس به صورت تابعی از زاویه اینکلینیشن استابولارکاپ که با استفاده از تحلیل المان محدود استخراج شده‌اند، نشان داده شده است. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد با افزایش زاویه اینکلینیشن، نرخ سایش حجمی کاهش می‌یابد. در زاویه اینکلینیشن ۷۰ درجه، کمترین ناحیه تماس، بیشترین فشار تماسی و کمترین پوشش برای سر استخوان ران وجود داشته است.



نمودار ۲) اندازه میکروموشن براساس ضخامت لایه سیمان ارتوپدی^[6]

یکی از مهم‌ترین فاکتورها در تحلیل بافت استخوانی بیمار، تعریف خواص دقیق قسمت‌های مختلف آن است. تعیین خواص مکانیکی ساختار ناهمگن استخوان براساس اعداد هانسفیلد صورت می‌گیرد. *ولادجی بولارینو* و همکاران^[11]، رابطه بین عدد هانسفیلد و چگالی نقاط مختلف استخوان را استخراج کرده‌اند. معادله ۱ این رابطه را نشان می‌دهد.

$$\rho = 0.0000464HU + 1 \quad (1)$$

که یکای چگالی، $\frac{gr}{cm^3}$ است.

همچنین مورگان و همکاران^[12]، رابطه ۲ را که بین چگالی و مدول الاستیک قسمت‌های مختلف استخوان ران برقرار است، به صورت تجربی استخراج کرده‌اند.

$$E = A\rho^B \quad (2)$$

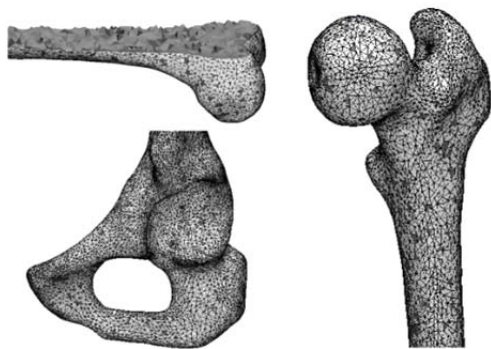
در رابطه فوق، $A=10930$ و $B=1.835$ است.

با تعریف رابطه ۱ در نرم‌افزار میمیکس، چگالی نقاط مختلف استخوان‌ها براساس عدد هانسفیلد آنها به دست آمده است. پس از آن با استفاده از رابطه ۲، مدول الاستیک این نقاط استخراج شده است. روابط ۱ و ۲ تنها برای استخوان ران ارایه شده‌اند. با فرض این که این رابطه در مورد خواص استخوان لگن صادق باشد، خواص مکانیکی این استخوان نیز با استفاده از این روابط به دست آمده است.

۲-۲- شبکه‌بندی

با توجه به هندسه پیچیده استخوان‌ها و سطوح منحنی شکل به خصوص در ناحیه سطوح مفصلی، بهترین نوع شبکه‌بندی مدل ساخته شده، شبکه تتراهدرال است.

نرم‌افزار 3MATIC از دیگر محصولات شرکت Materialise بوده که در پژوهش‌های بیومکانیک برای شبکه‌بندی و طراحی اندام‌ها و پروتزها مورد استفاده قرار می‌گیرد. لذا مدل سه‌بُعدی استخراج شده، برای انجام تحلیل مکانیکی در نرم‌افزار 3MATIC شبکه‌بندی شده است. در شکل ۳، بخشی از استخوان‌های شبکه‌بندی شده نشان داده شده‌اند.



شکل ۳ استخوان‌های شبکه‌بندی شده در نرم‌افزار 3MATIC

۲-۳- آزمایش گیت بیمار

به منظور مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی بیمار و استخراج نیروی عضلات وی، داده‌برداری آنالیز گیت و الکترومایوگرافی در آزمایشگاه آنالیز حرکت مرکز فناوری‌های توان‌بخشی عصبی هوشمند جواد موفقیان انجام شد. تجهیزات این آزمایشگاه شامل شش دوربین مادون قرمز برای ضبط مسیر مارکرها، دو عدد دوربین تصویربرداری Bonita و دو صفحه نیرویی به ابعاد $50 \times 30 \times 60$

دنیل و همکاران^[10] در پژوهشی اثر زاویه انته‌ورژن و پوشش خارجی استابولارکاپ بر توزیع تنش در مفصل لگن را طی فعالیت‌های راه‌رفتن معمولی و حرکت روی پله بررسی کرده‌اند. طبق گزارشات آنها، در زوایای انته‌ورژن کوچک، حداکثر تنش تماسی در مفصل در حالت راه‌رفتن روی پله، ۱۵٪ نسبت به راه‌رفتن معمولی بیشتر است. در مفاصل مصنوعی با زاویه انته‌ورژن بزرگ، در حرکت پایین‌آمدن از پله، حداکثر تنش در سطوح مفصلی به طور چشمگیری افزایش می‌یابد، در حالی که حین بالارفتن از پله، تغییر چشمگیری در حداکثر تنش نسبت به راه‌رفتن معمولی دیده نمی‌شود.

با توجه به مطالب این بخش، مشاهده می‌شود که بررسی فاکتورهای مکانیکی تأثیرگذار بر رفتار پروتز و استخوان پس از جراحی تعویض مفصل لگن، یکی از موضوعات مهم و قابل توجه برای دانشمندان بسیاری در سراسر جهان بوده است. لذا در این پژوهش، تأثیر جهت‌گیری استابولارکاپ بر رفتار متقابل اجزای پروتز و استخوان مورد بررسی قرار گرفته است. در مسیر انجام این پروژه، ابتدا تصویربرداری و مدل‌سازی سه‌بُعدی استخوان‌های ران و لگن بیمار و سپس آزمایش گیت بیمار برای مدل‌سازی اسکلتی عضلانی و استخراج نیروی عضلات وی انجام شده است. با استفاده از داده‌های به دست آمده در این دو مرحله، در نرم‌افزار المان محدود آپاکوس، تحلیل تنش و کرنش به روش المان محدود صورت گرفته است. در قسمت بعد، هر کدام از مراحل ذکر شده به صورت مفصل شرح داده شده‌اند.

۲- مواد و روش‌ها

این پژوهش با هدف بررسی اثر زاویه اینکلینیشن بر توزیع تنش در استابولارکاپ و حفره استابولوم و تعیین زاویه اینکلینیشن مناسب برای بیمار مورد مطالعه، انجام و مراحل مدل‌سازی و داده‌برداری‌های صورت‌گرفته طی این پژوهش در ادامه ارایه شده است.

۲-۱- تصویربرداری و مدل‌سازی استخوان‌های بیمار

ابتدا تصویربرداری سی‌تی‌اسکن بیمار در مرکز تصویربرداری دکتر محمد اطهری انجام شد. تصویربرداری به صورت مقطع‌نگاری با فاصله مقاطع یک‌میلی‌متر از بالای لگن تا نوک انگشتان پا با استفاده از دستگاه تصویربرداری زیمنس با قدرت $0.8/10$ تسلا انجام شد. برای مدل‌سازی سه‌بُعدی استخوان لگن و ران بیمار، ابتدا تصاویر مقطع‌نگاری شده اندام تحتانی بیمار به محیط نرم‌افزار میمیکس فراخوانی شد و پس از انجام اصلاحات لازم، استخوان‌های لگن و ران بیمار مطابق با شکل ۲ استخراج شده‌اند.



شکل ۲ مدل سه‌بُعدی استخوان‌های بیمار در نرم‌افزار میمیکس



شکل ۶) موقعیت مارکرها روی بدن بیمار

پس از آماده‌سازی بیمار، وی شروع به حرکت در مسیر مشخص شده نمود و دوربین‌های مادون قرمز مسیر حرکت مارکرهای نصب شده بر بدن او را ضبط نمودند. همچنین نیروی عکس‌العمل وارد از کف هر یک از دو پا بر زمین، توسط دو صفحه نیرو به‌صورت جداگانه اندازه‌گیری شده است. فرکانس داده‌برداری دوربین‌ها و صفحات نیرویی به‌ترتیب ۱۲۰ و ۱۲۰۰ داده بر ثانیه بوده است. هنگام داده‌برداری، شش آزمون دینامیک و سه آزمون استاتیک انجام شد که زمان انجام هر آزمون دینامیک حدود ۵ ثانیه و شامل پنج گام و هر آزمون استاتیک حدود ۱۰ ثانیه بود.

در آزمون دینامیک، حرکت بیمار به‌گونه‌ای تنظیم شده است که فاز اول سیکل گیت (تماس اولیه) با برخورد پاشنه پای راست با صفحه نیرویی یک آغاز و با برخورد دوباره پاشنه این پا به زمین پایان یابد. بنابراین داده‌های مربوط به ثبت حرکت مارکرها و نیروی صفحات نیرویی از ثانیه $t_1=1/2342$ تا ثانیه $t_2=2/7983$ به مدت $t=1/465$ ثانیه برای بازسازی سیکل گیت استخراج شده‌اند.

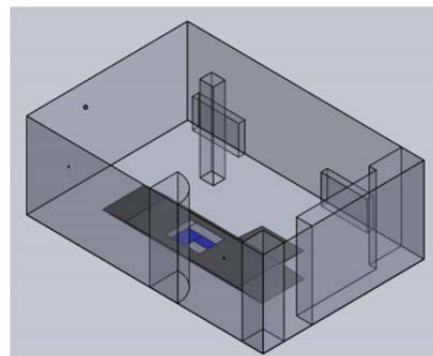
پس از داده‌برداری آزمایشگاهی، مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی بیمار در نرم‌افزار این‌سیم انجام شده است. پس از انتقال داده‌ها از مختصات آزمایشگاهی به مختصات نرم‌افزار و پردازش داده‌های مربوط به هر مارکر و صفحه‌های نیرویی در بازه زمانی ذکر شده، مدل حرکتی بیمار براساس مدل ۲۳۹۲ نرم‌افزار این‌سیم ایجاد شده است. در ادامه مراحل مختلف مدل‌سازی ارائه شده‌اند.

۲-۴- مدل‌سازی حرکتی سیستم اسکلتی-عضلانی

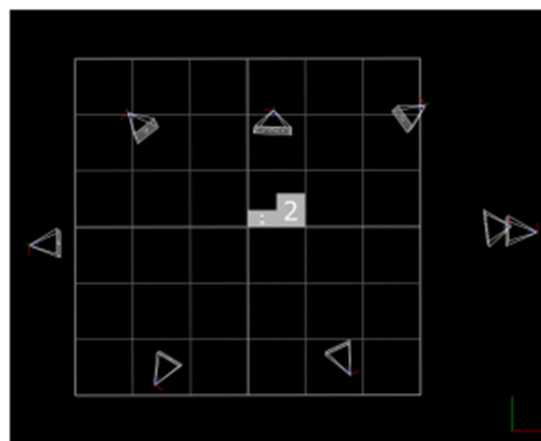
مدل‌سازی سیستم اسکلتی-عضلانی در نرم‌افزار این‌سیم، انجام و در ادامه هر یک از مراحل مدل‌سازی به‌طور مختصر ارائه شده است.

مقیاس‌کردن: ابتدا ابعاد مدل متناسب با داده‌های آنتروپومتری و داده‌های آزمون استاتیک مقیاس شدند. مقیاس‌کردن بر مبنای ترکیب فاصله بین مارکرها در سه راستای X، Y و Z انجام شده است. برای تعیین موقعیت مارکرها برای مقیاس‌کردن مدل، از داده‌های به‌دست‌آمده در آزمون استاتیک استفاده شده است. مدل اولیه موجود در نرم‌افزار این‌سیم نیز شامل مجموعه‌ای از مارکرهای مجازی است که در موقعیت‌های آناتومیکی مشابه مارکرهای آزمایشگاهی قرار گرفته‌اند. فرآیند مقیاس‌کردن بر این مبنای انجام شد که فاصله بین مارکرهای مجازی منطبق بر فاصله بین مارکرهای آزمایشگاهی باشد. در شکل ۷، تصویر مدل این‌سیم در ابتدای شروع سیکل گیت پس از مقیاس براساس بدن بیمار نشان داده شده است.

است که تمامی دوربین‌ها و صفحات نیرو با یکدیگر سنکرون هستند. یک صفحه مسیر حرکت به طول ۲/۶ متر و عرض ۱/۵ متر نیز در آزمایشگاه موجود است که صفحات نیرو در میانه آن قرار گرفته‌اند. موقعیت نصب دوربین‌ها به‌نحوی است که به‌صورت کامل مسیر حرکت را تحت پوشش قرار می‌دهند. در شکل ۴، نقشه کلی آزمایشگاه و موقعیت صفحه مسیر حرکت و صفحات نیرو و در شکل ۵، وضعیت قرارگیری دوربین‌ها و صفحات نیرو نسبت به یکدیگر نشان داده شده است.

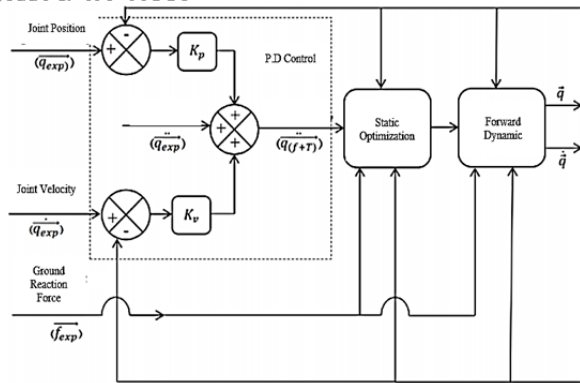


شکل ۴) نقشه آزمایشگاه سیکل گیت و موقعیت قرارگیری صفحات نیرو



شکل ۵) موقعیت قرارگیری دوربین‌ها و صفحات نیرو در آزمایشگاه

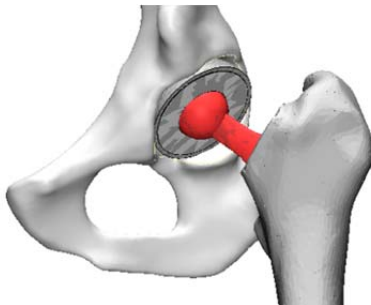
اولین مرحله در داده‌برداری گیت، نصب مارکر روی بدن بیمار است. محل نصب مارکرها بایستی به‌درستی انتخاب شود. تاکنون روش‌های مختلفی برای مارکرگذاری ارائه شده که هلم‌هایس از جمله معروف‌ترین آنها است. در این روش مارکرها مستقیماً روی سطح پوست در نواحی آناتومیکی خاصی نصب می‌شوند. کاپوزو و همکاران^[13] پیشنهاد می‌کنند روی هر قطعه از بدن حداقل سه مارکر غیرهم‌راستا قرار داده شود تا حرکت ۶ درجه آزادی هر قطعه (سه حرکت انتقالی و سه حرکت چرخشی) قابل دنبال‌کردن باشد. همچنین مارکرها روی موقعیت‌های آناتومیکی استخوانی قرار داده شود تا حتی‌الامکان اثر لغزش پوست و ماهیچه حذف شود. بهتر است فاصله بین مارکرهای یک قطعه به اندازه کافی زیاد باشد تا در تعیین مسیر مارکرها در مراحل بعدی مشکلی ایجاد نشود. پروتکل پیشنهادی نرم‌افزار این‌سیم برای تحلیل گیت نیز منطبق بر این قواعد است. از این رو در این پژوهش نیز در نصب مارکرها از همین پروتکل، استفاده و با توجه به شرایط، تعدادی مارکر نیز به آنها اضافه شده است. به این ترتیب، همان‌طور که در شکل ۶ نشان داده شده، ۴۳ عدد مارکر روی بدن بیمار نصب شده است.



شکل ۸) الگوریتم کنترل محاسباتی ماهیچه در تحلیل گیت

۲-۵- طراحی پروتز

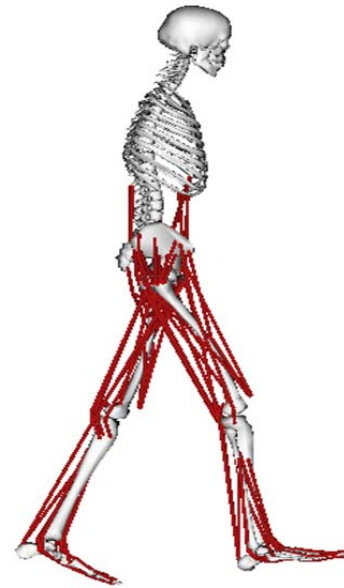
پروتز مفصل لگن از ۴ قسمت اصلی پایه، سر گوی شکل، لاینر پلیمری و کاپ فلزی تشکیل شده است. با توجه به قیمت بالای پروتز و هزینه زیاد اسکن سه‌بعدی آن، طراحی اجزای مختلف پروتز بر اساس مدل پایه موجود در نرم‌افزار میمیکس انجام شده و با توجه به اندازه‌گیری‌های آناتومیک استخوان‌های بیمار، متناسب با اندام وی مقیاس و طراحی شده است. در شکل ۹، تصویر مدل‌سازی شده مفصل بیمار پس از جراحی نشان داده شده است. برای بررسی اثر زاویه اینکلینیشن استابولارکاپ در حفره استابولوم، مدل جراحی شده استخوان‌های بیمار به‌ازای زاویه‌های اینکلینیشن مختلف استخراج شده است. تحقیقات بالینی محققان نشان داده که بازه مطلوب زاویه اینکلینیشن ۳۵ تا ۴۵ درجه است. لذا جهت‌گیری استابولارکاپ به‌گونه‌ای در نظر گرفته شده است که بازه ذکر شده را پوشش دهد. لذا زاویه‌های در نظر گرفته شده برای اینکلینیشن ۳۵، ۴۰، ۴۵ و ۵۰ درجه هستند. در مرحله آخر، هر کدام از اجزا به‌صورت جداگانه برای انجام تحلیل المان محدود شبکه‌بندی شده‌اند.



شکل ۹) مدل مفصل مصنوعی لگن بیمار

۲-۶- تحلیل المان محدود

پس از انجام مراحل فوق، داده‌های به‌دست‌آمده شامل هندسه شبکه‌بندی شده استخوان‌های بیمار و اجزای مختلف پروتز، خواص مکانیکی آنها و نیروی عضلات به نرم‌افزار المان محدود ABAQUS فراخوانی شده‌اند. پروتز انتخاب شده برای بیمار، ساخت شرکت آمریکایی زیمر است. قسمت پایه و استابولارکاپ این پروتز از جنس آلیاژ تیتانیوم Ti-6Al-4V، قسمت گوی‌مانند سر استخوان ران از جنس سرامیک BIOLOX delta و لاینر آن از جنس پلی‌اتیلن با وزن مولکولی بسیار بالا بوده و خواص مکانیکی این مواد در جدول ۱ ارایه شده است [16-18].

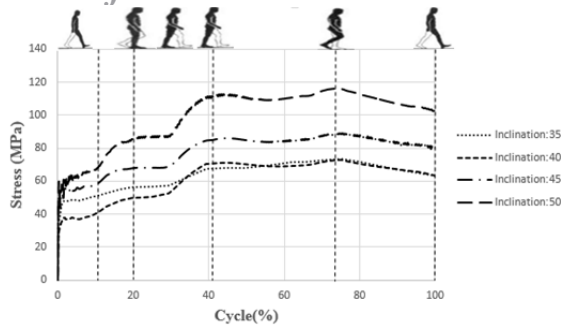


شکل ۱۷) مدل اسکلتی-عضلانی بیمار در نرم‌افزار اپن سیم پس از مقیاس

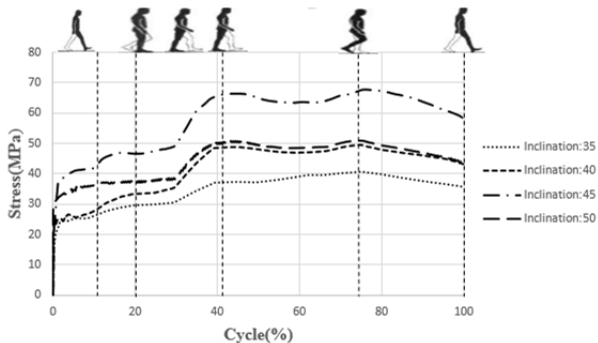
تحلیل سینماتیک معکوس: پس از آماده‌شدن مدل اسکلتی-عضلانی اختصاصی برای بیمار، با اعمال ابزار سینماتیک معکوس به مدل، الگوی گیت وی نیز شبیه‌سازی شده است. عملکرد سینماتیک معکوس بدین ترتیب است که با استفاده از موقعیت مارکرها در هر گام زمانی از حرکت، مقادیر زوایای مفاصل محاسبه می‌شود، به‌گونه‌ای که وضعیت مدل، بهترین تطابق را با مارکهای آزمایشگاهی و مقادیر زوایای مفاصل در آن گام زمانی داشته باشد. **تحلیل دینامیک معکوس:** پس از شبیه‌سازی مدل راه‌رفتن بیمار، با اعمال ابزار دینامیک معکوس، نیروهای عکس‌العمل زمین که توسط صفحات نیرو اندازه‌گیری شده بود، به مدل، اعمال و طی فرآیند حل دینامیک معکوس، نیرو و ممان تمامی مفاصل محاسبه شد. عملکرد دینامیک معکوس بدین ترتیب است که در هر گام زمانی از حرکت، نیرو و ممان هر یک از مفاصل را محاسبه می‌کند، به‌گونه‌ای که مدل بتواند سینماتیکی که در آزمایشگاه مشخص شده بود را بازتولید نماید [14]. بدین منظور اسکلت مدل به‌صورت مجموعه‌ای از قطعات صلب متصل به یکدیگر در نظر گرفته می‌شود و نیرو و ممان دو سر هر قطعه، یکی پس از دیگری محاسبه می‌شود. منشأ نیروهای وارد شده به مدل، نیروی عکس‌العمل زمین است.

استخراج فعالیت عضلات

ابزار کنترل محاسباتی ماهیچه، سطح تحریک عضلات که منجر به تولید زاویه مفاصل در یک سینماتیک مطلوب می‌شود را محاسبه می‌کند. ابزار کنترل محاسباتی ماهیچه، این کار را با استفاده از ترکیب یک کنترل مشتقی-تناسبی و بهینه‌سازی استاتیک انجام می‌دهد. شکل ۸ به‌صورت شماتیک، الگوریتم کنترل مورد استفاده برای یافتن فعالیت عضلات را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود ابزار کنترل محاسباتی ماهیچه در هر گام زمانی، با بهینه‌سازی استاتیک، نیروی عضلات لازم که منجر به تولید زاویه مفاصل در سینماتیک مطلوب می‌شود را محاسبه می‌نماید. پس از آن با استفاده از نیروی عضلات به‌دست‌آمده، سینماتیک متناظر را به دست می‌آورد و با سینماتیک ورودی مقایسه می‌کند. این عمل آن قدر تکرار می‌شود تا درصد اختلاف نیروی به‌دست‌آمده برای عضلات به کمتر از یک برسد [15].



نمودار (۵) نمودار حداکثر تنش فون میزز در استابولارکاپ به ازای اینکلینیشن‌های مختلف در طول سیکل گیت



نمودار (۶) حداکثر تنش فون میزز در استابولوم به ازای اینکلینیشن‌های مختلف در طول سیکل گیت

در بازه ۱۲ تا ۱۹٪ سیکل گیت، نیرو در عضلات فلکسور افزایش می‌یابد و حرکت فلکشن مفصل لگن انجام می‌شود. به این مرحله از سیکل گیت، سوئینگ اولیه می‌گویند. در این مرحله به علت افزایش چشم‌گیر نیرو در فلکسورها، اندازه تنش فون میزز در استابولوم و استابولارکاپ افزایش می‌یابد.

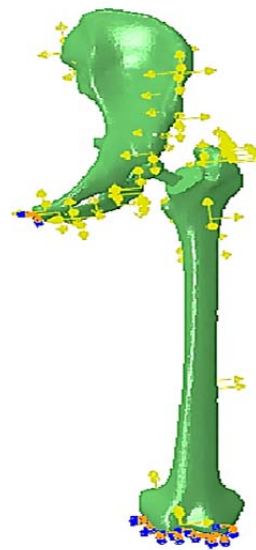
در بازه ۱۹ تا ۴۲٪ فرآیند سیکل گیت، پای چپ در مرحله می‌د-سوئینگ قرار می‌گیرد. در ابتدای این بازه، حدود ۰/۲ ثانیه، پا تنها شتاب رو به جلو داشته است و حرکت زاویه‌ای ندارد. لذا در این بازه میزان فعالیت عضلات ثابت است و اندازه تنش نیز تقریباً ثابت می‌ماند. در انتهای این بازه، به دلیل این که بیمار می‌خواهد پای خود را روی زمین قرار دهد، برای کنترل حرکت خود، عضلات اکستنسور خود را منقبض می‌کند و شتاب حرکت پای خود را کاهش می‌دهد. در این بازه که مدت زمان آن حدود ۰/۱ ثانیه است، تنش در سطوح مفصلی افزایش می‌یابد. در انتهای مرحله می‌د-سوئینگ، پاشنه پای چپ روی زمین قرار می‌گیرد که به این لحظه از سیکل گیت پای چپ، ترمینال سوئینگ می‌گویند.

در بازه ۴۲ تا ۷۵٪ سیکل گیت، با قرارگیری تدریجی پای چپ روی زمین، سطح تماس کف این پا با زمین افزایش می‌یابد. پای چپ در ابتدای این بازه در حالت تماس اولیه، در طول بازه در حالت پاسخ بارگذاری و انتهای بازه در حالت می‌د-استنس قرار می‌گیرد. در لحظه می‌د-استنس پای چپ، وزن بدن به طور کامل روی این پا است و پای چپ مانند یک ستون عمودی برای کل وزن بدن عمل می‌کند. می‌د-استنس در لحظه‌ای که ۷۵٪ فرآیند سیکل گیت گذشته رخ می‌دهد و همان طور که در نمودارهای ۵ و ۶ نشان داده شده است، حداکثر تنش فون میزز در سطوح مفصل لگن چپ بیمار در این لحظه از سیکل گیت رخ می‌دهد. پس از این حالت، پاشنه پای چپ از زمین جدا و کف پا به صورت تدریجی از زمین جدا می‌شود.

نیروهای استخراج شده از نرم‌افزار این سیم را به مدل، اعمال و شرایط مرزی آن تعریف می‌شود. شرایط مرزی در نظر گرفته شده در انتهای دیستال استخوان ران در نحوه توزیع تنش در انتهای پروکسیمال تاثیری ندارد^[19]، لذا انتهای دیستال به صورت کاملاً مقید در نظر گرفته می‌شود. همچنین تمامی درجات آزادی قسمت میانی استخوان پوییس که در تشکیل مفصل سمفیز پوییس شرکت می‌کند، محاسبه شده است. در شکل ۱۰، محل اعمال نیروها و شرایط مرزی ذکر شده نشان داده شده است.

جدول (۱) خواص مکانیکی اجزای پروتز

نام ماده	مدول الاستیک (GPa)	تنش تسلیم (MPa)	چگالی ($\frac{gr}{cm^3}$)
Ti-6Al-4V	۱۱۰	۸۴۰	۴/۴۲
BIOLOX delta	۳۵۰	۹۵۰	۴/۳۷
UHMWPE	۲/۱	۲۶/۵	۰/۹۳



شکل (۱۰) اعمال نیروها و شرایط مرزی بر مدل

۳- نتایج

همان طور که در بخش قبل گفته شد، مفصل لگن بیمار به ازای جهت‌گیری‌های مختلف استابولارکاپ، در طول یک سیکل گیت، تحلیل و توزیع تنش در استابولوم و استابولارکاپ اندازه‌گیری شد. در این بخش، نمودار حداکثر تنش فون میزز در استابولارکاپ و حفره استابولوم به ازای زوایای مختلف اینکلینیشن استابولارکاپ نشان داده شده است. پژوهشگران بسیاری با مطالعات بالینی و بیومکانیکال، محدوده ایمن زوایای اینکلینیشن را ۳۵ تا ۵۰ درجه معرفی کرده‌اند^[20-25]. لذا در این پژوهش نیز زوایای در نظر گرفته شده برای اینکلینیشن به گونه‌ای انتخاب شده است تا محدوده معرفی شده توسط دیگر محققان به طور کامل پوشش داده شود. در نمودارهای ۵ و ۶ به ترتیب حداکثر تنش فون میزز در استابولارکاپ و استابولوم مفصل لگن چپ بیمار به ازای زوایای اینکلینیشن مختلف در طول سیکل گیت نشان داده شده است. در این نمودارها، قسمت‌های مختلف سیکل گیت تفکیک شده و مراحل مختلف حرکت بیمار به صورت شماتیک نشان داده شده است. سیکل گیت بیمار با برخورد پاشنه پای راست به زمین آغاز می‌شود. در این حالت، پای چپ بیمار در حالت پری-سوئینگ قرار دارد که بازه صفر تا ۱۲٪ سیکل گیت در نمودارهای ۵ و ۶ را شامل می‌شود.

- 2- Qvistgaard E, Christensen R, Torp-Pedersen S, Bliddal H. Intra-articular treatment of hip osteoarthritis: A randomized trial of hyaluronic acid, corticosteroid, and isotonic saline. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2006;14(2):163-170.
- 3- Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 3rd Edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
- 4- Yoshida H, Faust A, Wilckens J, Kitagawa M, Fetto J, Chao EY. Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living. *Journal of Biomechanics*. 2006;39(11):1996-2004.
- 5- Munting E, Verhelpen M. Fixation and effect on bone strain pattern of a stemless hip prosthesis. *Journal of Biomechanics*. 1995;28(8):953-961.
- 6- Abdul-Kadir MR, Hansen U, Klabunde R, Lucas D, Amis A. Finite element modelling of primary hip stem stability: The effect of interference fit. *Journal of Biomechanics*. 2008;41(3):587-594.
- 7- Korduba LA, Essner A, Pivec R, Lancin P, Mont MA, Wang A, et al. Effect of acetabular cup abduction angle on wear of ultrahigh-molecular-weight polyethylene in hip simulator testing. *The American Journal of Orthopedics*. 2014;43(10):466-471.
- 8- Wan Z, Boutary M, Dorr LD. The influence of acetabular component position on wear in total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 2008;23(1):51-56.
- 9- Scheerlinck T. Cup positioning in total hip arthroplasty. *Acta Orthopaedica Belgica*. 2014;80(3):336-347.
- 10- Daniel M, Iglíč A, Kralj-Iglíč V. Hip contact stress during normal and staircase walking: The influence of acetabular anteversion angle and lateral coverage of the acetabulum. *Journal of Applied Biomechanics*. 2008;24(1):88-93.
- 11- Oladeji Bolarinwa G, Kumar Singh N, Kumar Rai S. Development of elastic modulus-density chart for a typical femur bone model. *International Journal for Research in Applied Science and Engineering Technology*. 2015;3(IX):352-358.
- 12- Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics*. 2003;36(7):897-904.
- 13- Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: Anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*. 1995;10(4):171-178.
- 14- Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, et al. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2007;54(11):1940-1950.
- 15- Seth A, Sherman M, Reinbolt JA, Delp SL. OpenSim: A musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. *Procedia Iutam*. 2011;2:212-232.
- 16- Navarro M, Michiardi A, Castano O, Planell JA. Biomaterials in orthopaedics. *Journal of the Royal Society Interface*. 2008;5(27):1137-1158.
- 17- CeramTec. Increased Fracture Strength and Excellent Wear Properties BIOLOX® delta [Internet]. Plochingen: CeramTec; 2008 [cited 2017 Jun 01]. Available from: <https://www.ceramtec.com/ceramic-materials/biolox/delta/>
- 18- Fang L, Leng Y, Gao P. Processing and mechanical

در بازه انتهایی سیکل گیت به دلیل نیروی اینرسی رو به جلوی بدن و کاهش تدریجی بار از پای چپ، تنش در این مفصل کاهش می‌یابد. در لحظه انتهایی، با برخورد دوباره پاشنه پای راست به زمین، سیکل گیت بیمار پایان می‌یابد.

۴- بحث و نتیجه‌گیری

با توجه به نمودار ۵، با افزایش زاویه اینکلینیشن، اندازه تنش فونمیز در استابولارکاپ افزایش می‌یابد. زیرا با افزایش زاویه اینکلینیشن، سطح تماس سر استخوان ران با استابولارکاپ کاهش پیدا می‌کند و اندازه تنش در آن افزایش می‌یابد. این نتایج همان طور که قبلاً نیز اشاره شد، توسط کوردوبا و همکاران [7] با تحلیل المان محدود و تجربی مفصل مصنوعی لگن استخراج شده است.

بر اساس نمودار ۵، تنش برای زوایای اینکلینیشن ۳۵ و ۴۰ درجه بسیار به یکدیگر نزدیک هستند. اما در بازه صفر تا ۳۳٪ سیکل گیت، اندازه تنش در اینکلینیشن ۳۵ درجه بیشتر از اینکلینیشن ۴۵ درجه است. در این بازه زمانی، پای بیمار در حالت سوئینگ قرار دارد و نیروی عکس‌العمل زمین در ایجاد فشار بین سر استخوان ران و استابولارکاپ نقشی ندارد.

در زاویه اینکلینیشن ۵۰ درجه، اندازه تنش در استابولارکاپ بالا است و سبب افزایش نرخ سایش در سطوح مفصلی می‌شود. این نتیجه نیز توسط کوردوبا و همکاران [7] با انجام آزمون خستگی مفصل لگن، در مورد سایش لاینر پلیمری آرایه شده است. همچنین با افزایش زاویه اینکلینیشن، توزیع تنش در لبه فوقانی و بیرونی استابولارکاپ و همچنین احتمال دررفتگی بیرونی سر استخوان ران از استابولارکاپ افزایش می‌یابد. لذا زاویه اینکلینیشن ۵۰ درجه، زاویه اینکلینیشن مناسبی برای کاشت استابولارکاپ برای این بیمار شناخته نمی‌شود.

با توجه به نمودار ۶، حداکثر اندازه تنش روی استخوان در حفره استابولوم به‌ازای زاویه اینکلینیشن ۴۵ درجه و حداقل اندازه تنش روی استخوان در حفره استابولوم به‌ازای زاویه ۳۵ درجه رخ می‌دهد. افزایش تنش اعمالی بر استخوان تا حد مطلوبی که سبب آسیب استخوان نشود، سبب تقویت و رشد بافت استخوانی می‌شود و در مقابل، کاهش تنش اعمالی بر استخوان، سبب تحلیل استخوان و در طولانی‌مدت باعث شل‌شدگی و جابه‌جایی کاپ فلزی پروتز در حفره استابولوم می‌شود.

با توجه به این که تنش تسلیم استخوان کورتیکال در کشش ۱۳۰ مگاپاسکال و در فشار ۱۹۰ مگاپاسکال است، لذا از دید رشد و تحلیل بافت استخوانی برای این بیمار، زاویه اینکلینیشن ۴۵ درجه نسبت به سایر زوایا عملکرد بهتری را نشان می‌دهد.

تشکر و قدردانی: موردی از سوی نویسندگان بیان نشده است.

تأییدیه اخلاقی: موردی از سوی نویسندگان بیان نشده است.

تعارض منافع: موردی از سوی نویسندگان بیان نشده است.

سهم نویسندگان: مراد کریم‌پور (نویسنده اول)، روش‌شناسی/تحلیلگر آماری (۵۰٪)؛ رضا رحیمیان (نویسنده دوم)، نگارنده مقدمه/پژوهشگر اصلی/نگارنده بحث (۵۰٪)

منابع مالی: موردی از سوی نویسندگان بیان نشده است.

منابع

- 1- Van Houcke J, Khanduja V, Pattyn Ch, Audenaert E. The history of biomechanics in total hip arthroplasty. *Indian Journal of Orthopaedics*. 2017;51(4):359-367.

acetabular positioning in total hip arthroplasty. *Indian Journal of Orthopaedics*. 2017;51(4):386-396.

23- Harrison CL, Thomson AI, Cutts S, Rowe PJ, Riches PE. Research synthesis of recommended acetabular cup orientations for total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 2014;29(2):377-382.

24- Danoff JR, Bobman JT, Cunn G, Murtaugh T, Gorroochurn P, Geller JA, et al. Redefining the acetabular component safe zone for posterior approach total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 2016;31(2):506-511.

25- Eberle R, Murphy W, Kowal JH, Murphy S. The safe zone for acetabular orientation in hip arthroplasty. *The Bone and Joint Journal*. 2016;98-B(Supp 3):70-72.

properties of HA/UHMWPE nanocomposites. *Biomaterials*. 2006;27(20):3701-3707.

19- Joshi MG, Advani SG, Miller F, Santare MH. Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding. *Journal of Biomechanics*. 2000;33(12):1655-1662.

20- Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *The Journal of Bone and Joint Surgery American*. 1978;60(2):217-220.

21- Ng VY, Mcshane MA. Understanding acetabular cup orientation: The importance of convention and defining the safe zone. *Hip International*. 2011;21(6):646-652.

22- Bhaskar D, Rajpura A, Board T. Current concepts in