

Case Study

Stress Distribution in the Hip Joint of a Dysplastic Patient Before and After Planned Shelf Acetabuloplasty: A Case Study



Jafar Nasrabadi¹ , *Vahid Arbabi¹ , Saeed Rahnama¹

1. Department of Mechanical Engineering/ Orthopaedic-Biomechanics Research Group, Faculty of Engineering, University of Birjand, Birjand, Iran.



Citation Nasrabadi J, Arbabi V, Rahnama S. [Stress Distribution in the Hip Joint of a Dysplastic Patient Before and After Planned Shelf Acetabuloplasty: A Case Study (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2025; 14(2):318-335. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.2.3335>

doi <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.2.3335>

ABSTRACT

Background and Aims In patients with developmental dysplasia of the hip, shelf acetabuloplasty is a common surgical procedure aimed at improving the coverage of the acetabulum over the femoral head. So far, shelf acetabuloplasty has not been performed using preoperative planning, aiming to optimize morphological and biomechanical parameters and evaluate the design with finite element analysis. This study aims to conduct a finite element analysis of the hip joint before and after shelf acetabuloplasty, contingent upon optimizing biomechanical and morphological parameters during preoperative planning. In these patients, inadequate coverage can lead to stress concentration in the articular cartilage due to reduced weight-bearing area, resulting in osteoarthritis.

Methods The case study is a patient with challenging right hip dysplasia whose preoperative planning was performed in a 3-D environment to optimize the morphological and biomechanical parameters of the patient's hip joint. The joint force was calculated after extracting 3-D models, aligning the pelvis in the functional coordinate system, and registering the femur on the patient's standing radiograph. Then, the stress distribution on the articular surface of the acetabulum before and after surgery was investigated, considering soft tissue and using the finite element method.

Results Finite element analysis indicated that the maximum von Mises stress on the acetabular articular surface decreased from 4.86 MPa preoperatively to 3.17 MPa postoperatively, representing a reduction of 34.77%. Additionally, the contact pressure on the acetabular cartilage was reduced from 5.94 MPa preoperatively to 3.77 MPa postoperatively, equivalent to a decrease of 36.53%.

Conclusion The results showed that preoperative planning, aimed at improving morphological and biomechanical parameters, can postoperatively reduce stress in the articular surfaces and contact pressure in the acetabular cartilage.

Keywords Dysplasia, Shelf acetabuloplasty, Preoperative planning, Finite element analysis

Received: 21 Jan 2025

Accepted: 15 Feb 2025

Available Online: 22 May 2025

* Corresponding Author:

Vahid Arbabi, Assistant Professor.

Address: Department of Mechanical Engineering/ Orthopaedic-Biomechanics Research Group, Faculty of Engineering, University of Birjand, Birjand, Iran.

Tel: +98 (56) 31026434

E-Mail: v.arbabi@birjand.ac.ir



Copyright © 2025 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC; <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

Extended Abstract

Introduction

Dysplasia is a complex developmental process in which the acetabulum does not grow properly, resulting in inadequate femoral head coverage. The ultimate goal of hip joint-sparing surgery in dysplastic hips is to increase the coverage of the femoral head to increase the weight-bearing area and reduce stress in the acetabulum. There are various types of surgical treatments for dysplastic hips, such as periacetabular osteotomy and shelf acetabuloplasty, which involve repositioning the acetabular socket using a periacetabular osteotomy or increasing the surface of the acetabular socket extracapsular using a graft. Preoperative planning plays a significant role in the success of the surgery, especially hip joint-sparing surgeries. Two influential parameters in hip joint revision surgeries are morphological and biomechanical parameters. However, no study has been conducted to investigate the stress distribution in a dysplastic hip joint undergoing planned shelf acetabuloplasty. Therefore, this study aims to examine the effect of preoperative planning of shelf acetabuloplasty surgery in a dysplastic patient, which was performed to improve the biomechanical and morphological characteristics of the hip joint on the distribution of stress in the joint. The aforementioned preoperative planning was also carried out using code developed by the authors of this article and during a joint scientific study with [Utrecht University of Medical Sciences](#), the Netherlands.

Methods

The patient was a 17-year-old male with severe developmental dysplasia of the right hip, admitted to the Department of Orthopedics, [Utrecht University Medical Center](#), The Netherlands. His preoperative planning was performed using a code developed by this article's authors to improve the hip joint's biomechanical and morphological characteristics. For pre- and post-operative finite element analysis, 3-D models of the patient's pelvic and femoral bones were extracted from CT scan images. Then, the pelvic bone was aligned in the functional coordinate system, and the femur was also registered on the patient's standing radiograph. Soft tissues, including cartilage and joint capsule, were modeled based on previous research data. The joint force was calculated by writing 3-D static equilibrium relations in a single-leg stance. Finally, by restraining the upper part of the ilium and the pubic symphysis, the joint force was applied to the center of the fitted sphere on the femoral head. The finite element analysis process was performed using Fibio software, version 2.7.0.

Results

The results showed that the stress on the acetabular articular surface and the contact pressure in the acetabular cartilage decreased after the operation. The maximum von Mises stress decreased from 4.86 to 3.17 MPa, and the maximum contact pressure in the acetabular cartilage decreased from 5.94 to 3.77 MPa.

Conclusion

The results showed that using preoperative planning to improve morphological and biomechanical parameters can reduce stress in the articular surfaces and contact pressure in the acetabular cartilage postoperatively, enhancing the likelihood of surgical success.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All surgical procedures mentioned in this study were performed at the [University Medical Center Utrecht](#) in the Netherlands, after obtaining the necessary permits. All ethical principles were considered.

Funding

This study was extracted from the PhD thesis of Jafar Nasrabadi, approved by the [University of Birjand](#), Birjand, Iran. This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed equally to the conception and design of the study, data collection and analysis, interpretation of the results, and drafting of the manuscript. Each author approved the final version of the manuscript for submission.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.



مطالعه موردی

توزیع تنش در مفصل هیپ، قبل و بعد از عمل برنامه‌ریزی شده شلف استابولوپلاستی:
مطالعه موردیجعفر نصرآبادی^۱، وحید اربابی^۱، سعید رهنما^۱

۱. گروه مکانیک/گروه پژوهشی ارتوپدی بیومکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.



Citation Nasrabadi J, Arbabi V, Rahnama S. [Stress Distribution in the Hip Joint of a Dysplastic Patient Before and After Planned Shelf Acetabuloplasty: A Case Study (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2025; 14(2):318-335. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.2.3335>

doi <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.2.3335>

چکیده

مقدمه و اهداف در بیماران مبتلا به دیسپلازی تکاملی مفصل هیپ، شلف استابولوپلاستی، یک عمل جراحی رایج جهت رفع کمبود پوشانندگی استابولوم روی سر استخوان فمور است. در این بیماران پوشش ناکافی می‌تواند باعث کاهش منطقه تحمل وزن، تمرکز تنش در غضروف مفصلی و بروز آرتروز شود. تاکنون عمل شلف استابولوپلاستی با بهره‌گیری از برنامه‌ریزی قبل از عمل، با هدف بهینه‌سازی پارامترهای مورفولوژیکی و بیومکانیکی و بررسی طراحی با تحلیل المان محدود انجام نشده است. هدف از این پژوهش تحلیل المان محدود مفصل هیپ، قبل و بعد از عمل شلف استابولوپلاستی، در صورت بهینه‌سازی پارامترهای بیومکانیکی و مورفولوژیکی در برنامه‌ریزی پیش از عمل است.

مواد و روش‌ها مورد مطالعه یک بیمار با دیسپلازی چالش‌برانگیز مفصل هیپ سمت راست است که برنامه‌ریزی پیش از عمل آن در محیط سه‌بعدی و با هدف بهبود پارامترهای مورفولوژیکی و بیومکانیکی مفصل انجام شده است. پس از استخراج مدل‌های سه‌بعدی، تراز استخوان لگن در دستگاه مختصات عملکردی و رجیستر کردن استخوان فمور روی تصویر رادیوگرافی ایستاده بیمار، نیروی مفصلی محاسبه شد. سپس توزیع تنش روی سطح مفصلی استابولوم قبل و بعد از عمل، با در نظر گرفتن بافت نرم و با استفاده از روش المان محدود، بررسی شد.

یافته‌ها تحلیل المان محدود نشان داد حداکثر تنش فون‌مایز در سطح مفصلی استابولوم، از ۴/۸۶ مگاپاسکال قبل از عمل به ۳/۱۷ مگاپاسکال بعد از عمل (معادل ۳۴/۷۷ درصد) و فشار تماسی غضروف استابولوم، از ۵/۹۴ مگاپاسکال قبل از عمل به ۳/۷۷ مگاپاسکال پس از عمل (معادل ۳۶/۵۳ درصد) کاهش یافت.

نتیجه‌گیری نتایج نشان داد استفاده از برنامه‌ریزی قبل از عمل با هدف بهبود پارامترهای مورفولوژیکی و بیومکانیکی، می‌تواند باعث کاهش تنش در سطوح مفصلی و کاهش فشار در غضروف استابولوم، بعد از عمل شود.

کلیدواژه‌ها دیسپلازی، شلف استابولوپلاستی، برنامه‌ریزی قبل از عمل، تحلیل المان محدود

تاریخ دریافت: ۰۲ بهمن ۱۴۰۳

تاریخ پذیرش: ۲۷ بهمن ۱۴۰۳

تاریخ انتشار: ۰۱ خرداد ۱۴۰۴

* نویسنده مسئول:

دکتر وحید اربابی

نشانی: بیرجند، دانشگاه بیرجند، دانشکده مهندسی، گروه مکانیک.

تلفن: ۳۱۰۲۶۴۳۴ (۵۶) ۹۸+

رایانامه: v.arbabi@birjand.ac.ir

Copyright © 2025 The Author(s);

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

مقدمه و اهداف

پیوند و پایداری مفصل است. با این حال، پوشش بیش از حد می تواند منجر به گیرافتادگی ایتروژنیک^۷ شود. به طوری که برخی از بیماران بعد از عمل احتمالاً از محدودیت دامنه حرکت رنج می برند [۶]. اساساً، جراحی ناموفق محافظت از مفصل هیپ ممکن است در نتیجه فقدان ابزارهای تشخیصی و برنامه ریزی، عدم دانش کافی در مورد بیماری و عدم صحت در اجرای اصلاح باشد [۱۱]. برنامه ریزی مطلوب قبل از عمل باید علاوه بر برقراری تعادل میان پوشش سر Femur و دامنه حرکت، میزان تنش اعمال شده بعد از عمل روی استابولوم را نیز کاهش دهد. به طور سنتی، برنامه ریزی چنین جراحی به رادیولوژی ساده متکی است [۱۰]. در حالی که تصاویر دوبعدی توانایی توصیف بیماری هایی که ذاتاً با تغییر شکل سه بعدی همراه هستند را ندارند [۵] و در نتیجه ممکن است داده های آن ها برای هدایت فرایند درمان مفصل هیپ ناکافی باشد [۱۱]. به طوری که این احتمال وجود دارد که نه تنها اختلالات مفصل توسط جراح بیش از حد تشخیص داده شود، بلکه ممکن است به دلیل نگرانی های بیشتر، روی متغیرهای نرمال آناتومیک نیز عمل جراحی انجام داده [۱۲] و باعث بی ثباتی شود.

کلمن استرازار^۸ نشان داد ارزیابی کامل فضایی پاتوآناتومی اسکلتی قبل از عمل، با استفاده از مدل بازسازی شده سه بعدی مفصل، استراتژی برنامه ریزی جراحی حفظ مفصل هیپ را به طور قابل توجهی بهبود داده است [۱۱].

نازومی کاگا و همکاران توزیع تنش روی سطح و لبه استابولوم را قبل و بعد از عمل شلف استابولوپلاستی در ۵ بیمار زن بررسی کردند و نشان دادند تنش در زمان ایستادن بعد از عمل شلف استابولوپلاستی به طور قابل توجهی پراکنده شده و در مقایسه با حالت قبل از عمل کاهش می یابد [۴]. لیکن در پژوهش آن ها طراحی قبل از عمل به منظور بهینه سازی پوشش و بیومکانیک مفصل انجام نشده است.

یکی از دغدغه های اصلی در برنامه ریزی عمل جراحی بیماری های لگن، تغییر محیط بیومکانیکی مانند نیروی مفصل و فشار تماس است [۱۳]. روش المان محدود به طور گسترده ای برای تخمین فشار تماس مفصل هیپ استفاده می شود، زیرا اندازه گیری فشار تماس به صورت تجربی بسیار دشوار است [۳].

تاکنون پژوهشی در خصوص بررسی نحوه توزیع تنش در مفصل یک بیمار دیسپلازی که تحت عمل جراحی برنامه ریزی شده شلف استابولوپلاستی با هدف بهبود ویژگی های مورفولوژیکی و بیومکانیکی قرار گرفته، انجام نشده است. در حالی که هدف اصلی جراحی حفظ مفصل، کاهش تنش در سطوح مفصلی و کاهش فشار تماس در غضروف ها است، تا از آسیب به غضروف ها جلوگیری شود. بنابراین

دیسپلازی^۱ یک اصطلاح کلی برای بی ثباتی، دررفتگی یا کم عمقی حفره مفصل هیپ است و در دوران نوجوانی یا بزرگسالی تشخیص داده می شود [۱] که در آن استابولوم به طور صحیح رشد نمی کند و باعث پوشش ناکافی سر استخوان Femur می شود. دیسپلازی یک فرایند پیچیده رشدی است و در اثر نیروهای بارگذاری شده پاتولوژیک مفصل ایجاد شده و به طور نامطلوبی بیومکانیک طبیعی مفصل هیپ را تغییر می دهد [۲]. تغییر فشار تماس، ناحیه تماس و پیکربندی آناتومیک، تغییرات بیومکانیکی عمده مفصل هیپ دیسپلاستیک هستند [۲]. در این بیماران پوشش ناکافی سر استخوان Femur باعث کاهش منطقه تحمل وزن و تمرکز تنش با فشاری تقریباً ۲ برابر فشار متوسط نسبت به لگن سالم در سمت جانبی استابولوم می شود [۴]. این تنش های مکانیکی بیش از حد، سبب بروز علائم ماکروسکوپی آرتروز شامل سفتی و درد در اطراف مفصل شده و باعث ناراحتی و کاهش دامنه حرکت می شود [۵].

انواع مختلفی از درمان های جراحی، مانند استئوتومی های جهت دهی مجدد استابولوم^۲ و شلف استابولوپلاستی^۳ برای دیسپلازی مفصل هیپ اجرا شده اند [۶]. در استراتژی اول موقعیت سوکت استابولوم با استفاده از استئوتومی اطراف استابولوم تغییر می کند و در استراتژی دوم، سطح سوکت استابولوم به صورت خارج کپسولی و با استفاده از استخوان اهداکننده، افزایش می یابد [۷]. عمل شلف استابولوپلاستی اولین بار توسط کونینگ^۴ در سال ۱۸۹۱ توصیف شد و متعاقباً، وایبرگ^۵ تکنیک و نتایج این روش را بهبود بخشید [۲]. دیسپلازی در نوجوانان ممکن است با سرکروی یا غیرکروی Femur ظاهر شود. در موارد سر غیرکروی Femur، شلف استابولوپلاستی نسبت به روش جهت دهی مجدد استابولوم بهتر است، زیرا روش جهت دهی مجدد استابولوم یک مفصل ناهمگون^۶ ایجاد کرده [۸] و بقای مفصل را پس از جهت دهی مجدد استابولوم به خطر می اندازد [۹].

هدف نهایی در جراحی های حفظ مفصل هیپ در بیماران دیسپلازی، اصلاح پاتوآناتومی مفصل هیپ به منظور افزایش پوشش سر استخوان Femur و بهبود خواص بیومکانیکی و در نتیجه کاهش فشار تماس و بهینه سازی منطقه تحمل وزن است [۱۱، ۱۰]. در نتیجه برنامه ریزی قبل از عمل به نحوی که بتواند تنش های وارده بر سطح استابولوم را کاهش داده و مانع پیشرفت آرتروز شود، از اهمیت بسزایی برخوردار است. هدف اصلی شلف استابولوپلاستی افزایش پوشش سر Femur توسط

1. Dysplasia
2. Periacetabular Osteotomy
3. Shelf acetabuloplasty
4. König
5. Wiberg
6. Incongruent

7. Iatrogenic
8. K. Stražar



تصویر ۱. مفصل ران سمت راست بیمار، الف) قبل از عمل ب) بعد از عمل

طب توانبخش

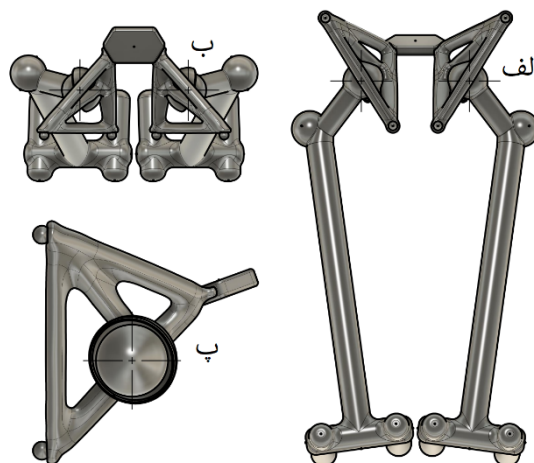
مواد و روش‌ها

سابقه بیمار و کد توسعه داده شده جهت برنامه ریزی

بیمار یک مرد ۱۷ ساله با وزن تقریبی ۵۰ کیلوگرم با دیسپلازی تکاملی شدید مفصل هیپ سمت راست، در بخش ارتوپدی دانشگاه علوم پزشکی اوترخت کشور هلند بود. به دلیل تغییر شکل شدید استابولوم و سر استخوان فمور بیمار و همچنین عدم همخوانی^{۱۰} سطوح مفصلی استابولوم و فمور، پس از مشاوره ارتوپدی در دانشگاه علوم پزشکی اوترخت، برای کاهش احتمال شروع زود هنگام آرتروز، عمل شلف استابولوپلاستی جهت حفظ مفصل هیپ سمت راست مطلوب در نظر گرفته شد. **تصویر شماره ۱** تصاویر رادیوگرافی قبل و بعد از عمل را نشان می‌دهد.

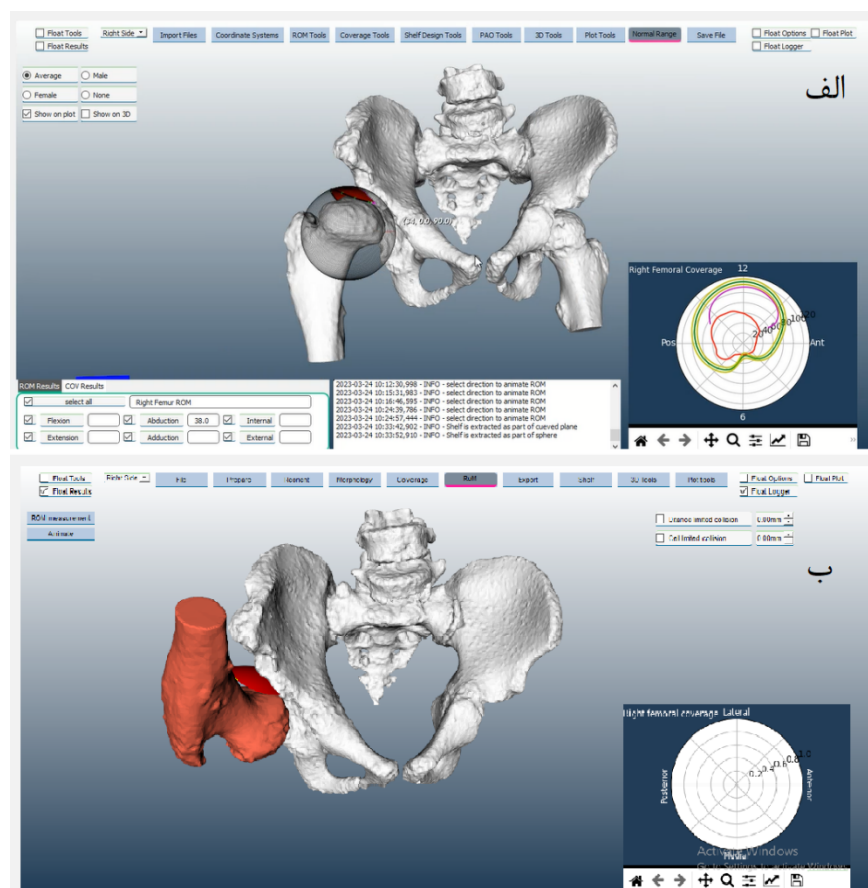
اطمینان از اینکه برنامه ریزی قبل از عمل توانسته بدون محدود کردن دامنه حرکت و علاوه بر بهبود پارامترهای پوشش سر فمور باعث کاهش تنش نیز شود، از اهمیت زیادی برخوردار است. در صورت انجام عمل شلف استابولوپلاستی به صورت برنامه ریزی شده، بررسی تنش‌های اعمال شده در سطوح مفصلی، قبل و بعد از عمل، می‌تواند نشان دهنده میزان موفقیت برنامه ریزی قبل از عمل، در کاهش تنش‌های وارده به سطوح مفصلی باشد. در این پژوهش فرض بر این است که اگر عمل شلف استابولوپلاستی جهت بهبود ویژگی‌های بیومکانیکی و مورفولوژیکی، مانند پارامترهای پوشش سر استخوان فمور و هماهنگی سطوح مفصلی، برنامه ریزی شود، می‌تواند منجر به کاهش تنش در سطوح مفصلی و همچنین کاهش فشار تماس در غضروف‌ها شود. بنابراین هدف از این پژوهش تحلیل المان محدود مفصل هیپ، قبل و بعد از عمل شلف استابولوپلاستی یک بیمار دیسپلازی است که با هدف بهبود ویژگی‌های بیومکانیکی و مورفولوژیکی مفصل هیپ، در محیط سه بعدی برنامه ریزی و انجام شده است.

9. Developmental Dysplasia of the Hip (DDH)
10. Incongruity



تصویر ۲. نمایی از مدل معیار جهت اعتبارسنجی نرم افزار توسعه داده شده. الف) نمای روبه رو، ب) نمای بالا، پ) نمای پهلو

طب توانبخش



تصویر ۳. نمایی از رابط کاربری نرم‌افزار توسعه‌دهنده (الف) فرایند طراحی قبل از عمل، (ب) محاسبه دامنه حرکت

طب توانبخشی

میان پارامترهای بیومکانیکی و مورفولوژیکی، عمل جراحی برنامه‌ریزی شد. به‌طوری‌که بدون محدود شدن دامنه حرکت، پوشش سر استخوان ران بهبود یافته و همچنین سطح پیوند و سر Femur از همخوانی مناسبی نیز برخوردار باشد. بعد از عمل، میزان پوشش سر استخوان Femur از نمای بالا، طبق روش چنگ و همکاران [۱۴]، بدون محدود کردن دامنه حرکت، از ۵۰ درصد قبل از عمل به ۷۷ درصد بعد از عمل و زاویه لبه مرکز جانبی نیز از ۷- درجه قبل از عمل، به ۲۸ درجه بعد از عمل، مطابق تصویر شماره ۴، افزایش یافت.

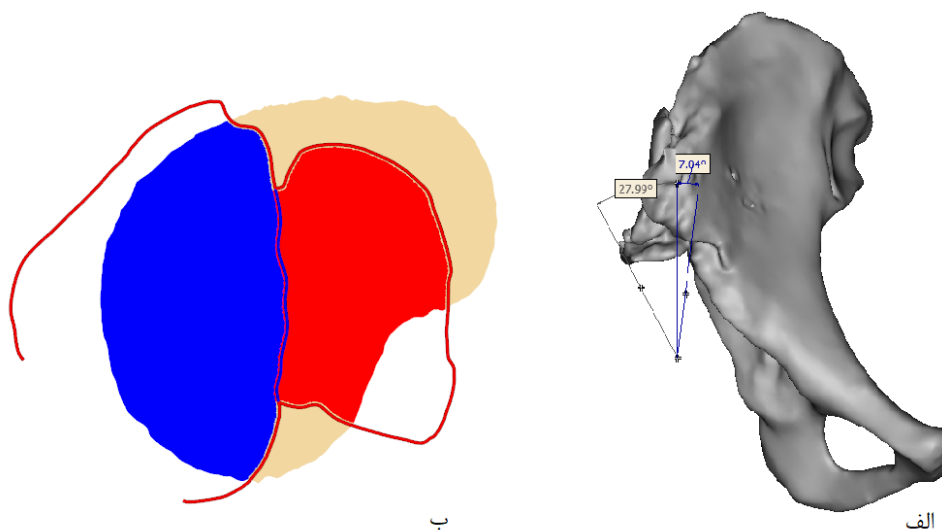
جزئیات برنامه‌ریزی قبل از عمل، انجام عمل جراحی و مقایسه نتایج بیومکانیکی و مورفولوژیکی قبل و بعد از عمل در مطالعه اریک.ام. ون باسل و همکاران [۱۷] شرح داده شده است. برنامه‌ریزی پیش از عمل اشاره‌شده، به‌وسیله کد توسعه داده‌شده توسط نویسندگان این مقاله و طی یک پژوهش علمی مشترک با دانشگاه علوم پزشکی اوترخت کشور هلند انجام شده است.

بعد از انجام عمل جراحی، سی‌تی‌اسکن مجدد از بیمار گرفته شد و برای تحلیل المان محدود جهت بررسی تنش‌های وارده بر سطح مفصلی استابولوم، قبل و بعد از عمل، استفاده شد.

با استفاده از قابلیت‌های پردازش تصاویر سه‌بعدی توسط رایانه، یک نرم‌افزار در محیط پایتون توسعه داده شد. جهت اعتبارسنجی ابزارهای این نرم‌افزار که به‌منظور اندازه‌گیری دامنه حرکت و پوشش سر Femur استفاده می‌شود، ابتدا یک مدل معیار سه‌بعدی لگن و Femur با دامنه حرکت و پوشش مشخص در نرم‌افزار مورتایید اتودسک فیوژن (Autodesk Fusion 360) طراحی گردید. سپس از طریق مقایسه نتایج حاصله از نرم‌افزار توسعه داده‌شده با مقادیر مدل معیار، ابزارهای اندازه‌گیری اعتبارسنجی شده است. مدل سه‌بعدی معیار در تصویر شماره ۲ نشان داده شده است.

نرم‌افزار توسعه‌دهنده توانایی اندازه‌گیری انواع پارامترهای مورفولوژیکی موردنیاز جراح و همچنین اندازه‌گیری دامنه حرکت را همانند تصویر شماره ۳ دارد.

با استفاده از این پارامترها امکان مشاهده سریع نتایج بیومکانیکی و مورفولوژیکی مفصل هیپ قبل و بعد از عمل در مرحله طراحی فراهم شد. سپس با مقایسه هم‌زمان دامنه حرکت مفصل هیپ، میزان پوشش سر استخوان Femur و سایر پارامترهای مورفولوژیکی با مقادیر طبیعی، ضمن برقراری تعادل



طب توانبخش

تصویر ۴. الف) زاویه لبه مرکز جانبی قبل و بعد از عمل ب) پوشش سه بعدی تصویر شده قبل و بعد از عمل. آبی، منطقه پوشیده شده سر فمور قبل از عمل و مجموع قرمز و آبی، منطقه پوشیده شده بعد از عمل را نشان می دهد. درصد پوشش برابر است با نسبت سطح پوشیده شده به کل سطح تصویر شده سر فمور (سطح گرمی رنگ)

مدل سازی بر پایه تصاویر سی تی اسکن

سی تی اسکن حاوی اطلاعات دقیق استخوان است. به طوری که تقسیم بندی با استفاده از روش های دستی، نیمه خودکار یا کاملاً خودکار منجر به هندسه های دقیق استخوان می شود [۱۵]. در نتیجه برای مدل سازی سه بعدی قبل و بعد از عمل، با استفاده از دستگاه زیمنس kv120، mAs250 با ضخامت برش ۰/۶ میلی متر و در بازه لگن تا قسمت پروگزیمال استخوان فمور تصاویر سی تی اسکن تهیه شد. سپس مدل های سه بعدی استخوان های فمور و لگن بیمار با استفاده از نرم افزار تجاری میمیکس^{۱۱} تقسیم بندی و با فرمت اس تی ال^{۱۲} ذخیره شد. از این مدل های سه بعدی در نرم افزار توسعه داده شده در محیط پایتون جهت مراحل طراحی قبل از عمل و همچنین تحلیل المان محدود استفاده شد.

باتوجه به اینکه جهت ایجاد غضروف، از سطح سر استخوان فمور و حفره استابولوم استفاده شد، برای جلوگیری از خطای محاسبات در مرحله طراحی و تحلیل المان محدود، مش سطح استخوان ها طی ۲۰ تکرار و با ضریب ۰/۸ توسط نرم افزار تریماتیک صاف شد.

در مدل سازی های سه بعدی، ضخامت غضروف ها اغلب یا از طریق تصاویر ام آر آی مشخص می شوند، که عموماً با توجه به فضای تنگ مفصل هیپ، شناسایی رابط های غضروفی و تقسیم بندی غضروف ها امکان پذیر نیست، یا به طور یکنواخت

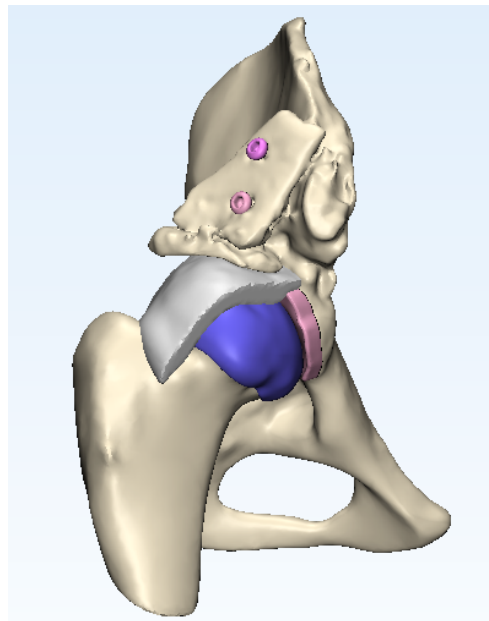
تخصیص می یابند و یا با شعاع تقریبی نشان دهنده فضای مفصل در خط میانی مشخص می شوند [۱۵]. در مواردی که داده های ام آر آی در دسترس نیستند، پهنای غضروف مفصلی را می توان با اکستروژن کردن سطح استخوانی اجزای مفصلی به طور دقیق تقریب زد [۱۶].

بنابراین به دلیل عدم وجود تصاویر ام آر آی، براساس متوسط ضخامت غضروف در بیماران دیسپلازی [۱۷، ۱۸]، ضخامت غضروف فمور ۱/۲ میلی متر و ضخامت غضروف استابولوم ۱/۴ میلی متر در نظر گرفته شد. سپس جهت ایجاد غضروف مفصلی، سطح مفصلی استابولوم و سر فمور به اندازه ضخامت مورد نظر، در راستای عمود بر سطح اکستروژن شد.

در حال حاضر عموماً توافق شده است که گنجاندن لابروم در مدل های بیومکانیکی هیپ مهم است [۱۹]. زیرا در لگن مبتلا به دیسپلازی نسبت به لگن طبیعی، لابروم نقش بیشتری در انتقال بار و ثبات مفصل دارد. به طوری که ۴ تا ۱۱ درصد از کل بار منتقل شده از طریق مفصل را پشتیبانی می کند [۲۰]. بنابراین عدم درج لابروم در تحلیل المان محدود لگن های دیسپلاستیک به طور قابل توجهی بر رفتار مکانیکی شبیه سازی شده آن تأثیر می گذارد [۲۱]. بنابراین لابروم براساس نتایج ریچارد سلدز^{۱۳} و همکاران با عرض تقریبی ۴/۷ میلی متر و ضخامت تقریبی ۵ میلی متر مدل سازی شد [۲۲].

13. R. M. Seldes

11. Mimics
12. STL



تصویر ۵. مدل سه بعدی مورد استفاده در تحلیل المان محدود، شامل، لگن و فمور، غضروف‌ها، لابروم، کپسول مفصلی و پیچ‌ها

طب توانبخشی

که شیب ساژیتال صفحه قدامی لگن^{۱۵} را در وضعیت خوابیده به پشت لحاظ می‌کند. محور افقی در این دستگاه مختصات، خطی است که از خارهای ایلایک قدامی فوقانی^{۱۶} دو طرف عبور می‌کند [۲۶]. بنابراین جهت تراز کردن استخوان‌ها، مدل‌های سه بعدی استخوان‌های لگن و فمور به محیط نرم‌افزار توسعه داده شده در محیط پایتون، وارد شده و خارهای ایلایک قدامی فوقانی ۲ طرف به صورت دستی انتخاب شد. سپس با چرخش لگن در صفحات عرضی و کروئال (بدون چرخش در صفحه ساژیتال) و مطابق **تصویر شماره ۶** موقعیت بیمار روی میز سی‌تی‌اسکن اصلاح شد. به طوری که خط واصل خارهای ایلایک قدامی فوقانی به صورت افقی قرار گیرد. این موقعیت به عنوان وضعیت خنثی لگن در نظر گرفته شد و در محاسبات بعدی مورد استفاده قرار گرفت.

برای تراز کردن استخوان‌های فمور دستگاه‌های مختصات متنوعی پیشنهاد شده که از نشانه‌های آناتومیکی موجود در بخش‌های پروکسیمال و دیستال فمور استفاده می‌کنند. اما به دلیل عدم وجود بخش دیستال فمور در تصاویر سی‌تی‌اسکن بیمار، به منظور قرار دادن استخوان فمور در حالت خنثی (ایستاده)، با استفاده از کدی که در محیط پایتون توسعه داده و اعتبارسنجی شده، مدل سه بعدی فمور روی تصویر رادیوگرافی ایستاده بیمار مطابق **تصویر شماره ۷** رجیستر شد.

در پژوهش‌های گذشته نشان داده شده است ضخیم‌ترین قسمت کپسول مفصلی به میزان تقریبی $\frac{8}{3}$ میلی‌متر، در رباط ایلئوفمورال^{۱۴} و در فاصله ۵ تا ۱۵ میلی‌متری از لابروم قرار دارد [۲۳]. مشاهدات جراح حین عمل جراحی حکایت از قرارگیری استخوان پیوندی مماس بر کپسول مفصلی در محل رباط ایلئوفمورال بیمار داشت. از طرفی فاصله تقریبی غضروف سر فمور تا لبه زیرین پیوند در مدل‌های سه بعدی نیز ۸ میلی‌متر اندازه‌گیری شد، بنابراین باتوجه به مشاهدات حین جراحی، مدل‌های سه بعدی و همچنین گزارشات گذشته، فضای بین پیوند و غضروف سر فمور در مدل‌های سه بعدی با کپسول مفصلی با ضخامت تقریبی $\frac{8}{3}$ میلی‌متر مدل‌سازی شد. **تصویر شماره ۵** مدل سه بعدی نهایی را نشان می‌دهد.

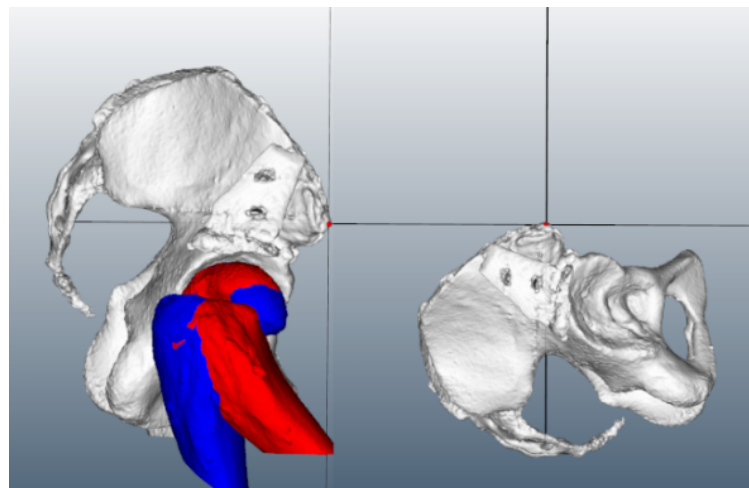
دستگاه مختصات

ثابت شده است که مورفولوژی استابولوم تحت تأثیر موقعیت لگن است [۲۴]. به همین دلیل در فرایند برنامه‌ریزی پیش از عمل باید به منظور خنثی کردن اثرات ناشی از چرخش لگن بیمار روی میز سی‌تی‌اسکن، لگن را در دستگاه مختصات تراز کرد [۲۵]. بنابراین هنگام استفاده از مدل‌های سه بعدی در برنامه‌ریزی قبل از عمل و همچنین تحلیل المان محدود قبل و بعد از عمل، استفاده از یک سیستم مختصات لگن ضروری است. شیب لگن در حالت خوابیده به پشت می‌تواند به عنوان موقعیت خنثی و صفر فرض شود. سیستم مختصات عملکردی، یک سیستم ساده است

15. Anterior Pelvic Plane (APP)

16. Anterior Superior Iliac Spine (ASIS)

14. Iliofemoral ligament



طب توانبخش

تصویر ۶. نمایی از لگن که در وضعیت عملکردی تراز شده است. Femur قرمز رنگ، قبل از رجیستریشن و Femur آبی رنگ پس از رجیستریشن روی رادیوگرافی دوبعدی ایستاده بیمار را نشان می‌دهد.

تحلیل المان محدود قبل و بعد از عمل

از نرم‌افزار تجاری تریماتیک^{۱۷} برای مش‌بندی مدل‌های سه‌بعدی تقسیم‌بندی‌شده از تصاویر سی‌تی‌اسکن استفاده شد. المان‌های چهاروجهی به دلیل عملکرد خوب و سهولت تولید، رایج‌ترین انواع المان‌های مورد استفاده هستند [۱۵].

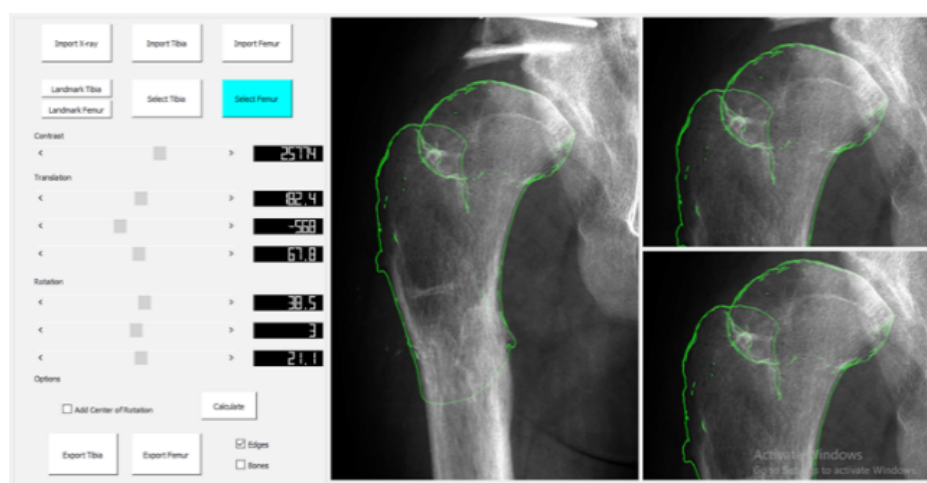
به منظور بررسی حساسیت مش، یک مطالعه هم‌گرایی مش انجام شد. تحلیل با طول لبه المان ۲ میلی‌متر در مناطق مورد مطالعه پلوپس آغاز شد، سپس با نسبت کاهش ۰/۸، تا طول لبه ۱ میلی‌متر، المان‌های ریزتر بررسی شدند و در نهایت با توجه به اختلاف کمتر از ۵ درصد در حداکثر تنش محاسبه‌شده

در استابولوم در ۲ مدل نهایی، المان‌های حجمی چهاروجهی مطابق **جدول شماره ۱** مورد استفاده قرار گرفت.

به منظور ایجاد گرادیان مش، نرخ رشد المان‌های سطحی ۱۰ درصد و نرخ رشد المان‌های حجمی ۱۵ درصد لحاظ شد. نمایی از مش سطح و حجم مدل در **تصویر شماره ۸** نشان داده شده است.

نادیده گرفتن خاصیت ویسکوالاستیک استخوان هیچ محدودیتی ایجاد نمی‌کند، زیرا مدت زمان اعمال بار در شبیه‌سازی برای ایجاد هر گونه اثر ویسکوالاستیک بر روی بافت‌های استخوان کافی نیست [۲۷]. از آنجایی که تغییر شکل استخوان در موقعیت شبه‌ایستاده ناچیز است [۱۵] نشان داده شده است که فرض همگن همسان‌گرد الاستیک خطی برای تحلیل رفتار مکانیکی

17. 3-Matic



طب توانبخش

تصویر ۷. نمایی از رابط کاربری کد توسعه داده‌شده جهت رجیستریشن Femur روی تصویر رادیوگرافی

جدول ۱. اندازه و تعداد المان‌های سطح و حجم بخش‌های مختلف مدل در تحلیل المان محدود

ویژگی‌های المان	پلوئیس		فemor		کپسول مفصلی		غضروف فمور	غضروف استابولوم	پیچ بالایی	پیچ پایینی
	مناطق مورد مطالعه	سایر مناطق	مناطق مورد مطالعه	سایر مناطق	مناطق مورد مطالعه	سایر مناطق				
طول لبه مش سطح (میلی‌متر)	۱	۴/۵	۱/۵	۴/۵	۱/۵	۴/۵	۱/۵	۱/۵	۱/۵	۱/۵
طول لبه مش حجم (میلی‌متر)	۱/۱	۵	۱/۷	۵	۱/۷	۵	۱/۷	۱/۷	۱/۷	۱/۷
تعداد المان سطح	۸۸۴۶۲		۱۷۶۵۴		۱۲۳۶۴		۲۱۸۹۶	۱۲۶۰۴	۶۱۵۰	۱۳۸۴۲
تعداد المان حجم	۹۴۷۷۵۰		۱۷۱۳۳۴		۸۶۹۵۶		۳۴۷۳۲	۲۹۵۶۰	۱۲۰۷۱	۲۹۸۷۱

طب توانبخشی

رابط ایلوفمورال به منظور مدل سازی کپسول مفصلی استفاده شد. باتوجه به نزدیک بودن خواص مکانیکی، همانند برخی گزارش‌های قبلی [۳۱] غضروف استابولوم و لایروم، به صورت یک تکه و با خواص مشابه غضروف در نظر گرفته شد. پیچ‌ها از نوع کورتیکال تیتانیومی با خواص مکانیکی مندرج در جدول شماره ۲ است. غضروف استابولوم و غضروف استخوان فمور نیز به صورت مواد همگن، همسان گرد و الاستیک خطی مدل سازی شدند.

خواص مکانیکی استخوان‌ها و بافت نرم براساس گزارش‌های پیشین و طبق جدول شماره ۲ لحاظ شد [۲۱]. تحلیل المان محدود در نرم افزار فیباو انجام شد. نرم افزار فیباو یک حل کننده المان محدود غیرخطی منبع باز است که به طور گسترده در کاربردهای بیومکانیکی استفاده می شود [۱۵].

بارگذاری و شرایط مرزی

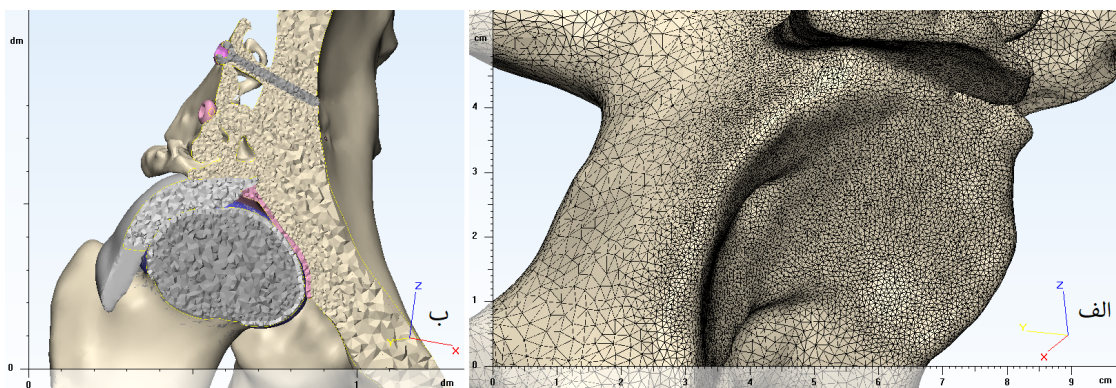
نیروی تماس مفصل از طریق گسترش سه بعدی روش نینومییا^{۱۸} و تعادل استاتیکی سه بعدی در حالت ایستاده یک پا، مطابق تصویر شماره ۹ محاسبه شد [۳]. یک کد پایتون جهت

لگن مناسب است و تنها به ۲ ثابت مکانیکی، مدول یانگ و نسبت پواسون نیاز دارد [۲۱] از طرفی می توان استخوان‌ها را به صورت یکنواخت و بدون تمایز بین استخوان فشرده و اسفنجی مدل کرد [۲۷]. بنابراین کل استخوان با خواص مکانیکی مشابه استخوان فشرده مدل سازی شد.

بیشتر مطالعات برای استخوان فشرده از مدول یانگ برابر ۱۷ GPa استفاده کرده اند [۲۱]. باتوجه به اینکه مدول یانگ استخوان، بسیار بزرگ تر از غضروف است و همچنین به منظور کاهش قابل ملاحظه زمان حل، کل استخوان فمور همانند برخی پژوهش‌های گذشته [۲۸]، به صورت صلب در نظر گرفته شد.

وظیفه اصلی تقویت و استحکام کپسول مفصلی بر عهده رابط‌های ایلوفمورال، پوبوفمورال و ایسکیوفمورال است. از طرفی تجزیه و تحلیل بیومکانیکی به این نتیجه رسیده است که رابط ایلوفمورال قوی ترین رابط از این سه است که می تواند بالاترین مقدار نیرو را تحمل کند و پایداری مناسب در برابر بی ثباتی مفصل ران ایجاد کند [۲۹]. هرچند مطالعات گذشته نشان داده اند تفاوت معنی داری بین مدول یانگ رابط‌های ایلوفمورال (۴۸/۸±۲۱/۴)، ایسکیوفمورال و پوبوفمورال وجود ندارد [۳۰]. بنابراین همانند برخی مطالعات گذشته [۲۷]، از خواص مکانیکی

18. Ninomiya

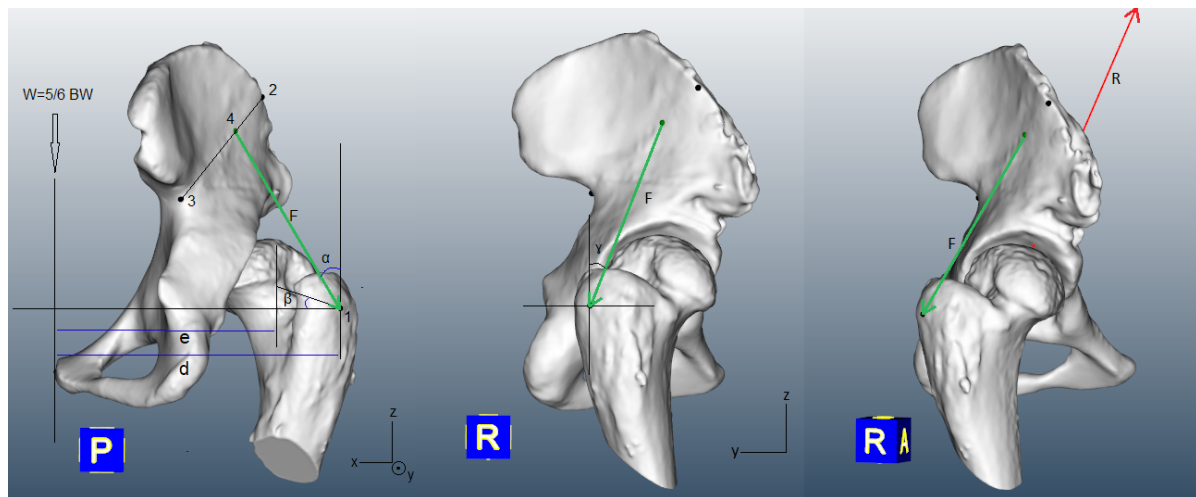


تصویر ۸. الف) نمایی از مش سطحی لگن ب) نمایی از مش حجمی

جدول ۲. خواص مکانیکی بخش‌های مختلف مورد استفاده در مدل سه‌بعدی

خواص مکانیکی	استخوان‌ها	کپسول مفصلی	غضروف فمور	غضروف استابولوم	پیچ‌ها
مدول یانگ (مگاپاسکال)	۱۷۰۰۰	۴۸/۸	۱۵	۱۵	۱۱۲۸۰۰
نسبت پواسون	۰/۳	۰/۴۹	۰/۴۵	۰/۴۵	۰/۳۴۲

طب توانبخش



طب توانبخش

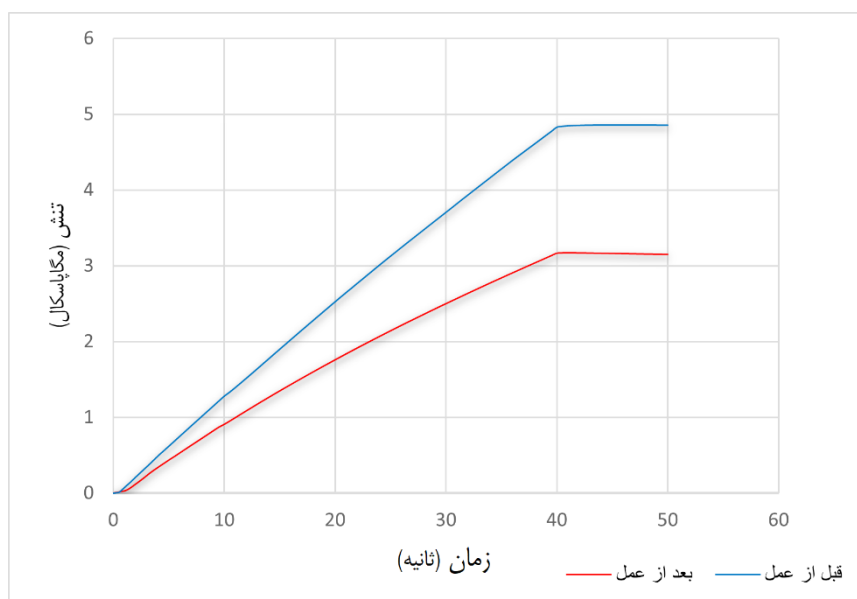
تصویر ۹. جانبی‌ترین نقطه روی ایلیم (نقطه ۲)، لبه داخلی ایلیم (نقطه ۳) و نقطه ۴ به‌عنوان یک‌سوم فاصله از نقطه ۲ تا نقطه ۳ تعریف شد. سپس خط بین جانبی‌ترین نقطه تروکانتر بزرگ (نقطه ۱) و نقطه ۴ به‌عنوان جهت نیروی عضله ابدکتور تعریف شد. در این پژوهش، وضعیت ایستادن ۱ پا در نظر گرفته شده و پنج‌ششم وزن بدن در جهت عمودی اعمال شده است. سپس نیروی مفصل و نیروی ابدکتور از تعادل استاتیکی سه‌بعدی در مرکز مفصل هیپ محاسبه شد.

در فرمول‌های شماره ۱، ۲، ۳، ۴، ۵، ۶ و γ زوایای نیروی ابدکتور با خط عمود از نمای کروئال و ساژیتال، β زاویه بین خط واصل مرکز سر فمور و جانبی‌ترین نقطه تروکانتر بزرگ، با خط افقی، F نیروی عضله ابدکتور، d فاصله افقی بین مرکز سر فمور و خط اثر وزن، e فاصله افقی مرکز سر فمور و خط اثر وزن، W وزن و R نیروی مفصلی است.

فمور فاقد اجازه چرخش حول ۳ محور اصلی بود، اما آزادانه می‌توانست در ۳ جهت اصلی جابه‌جا شود تا تعادل در استابولوم به دست آید. استخوان لگن در قسمت بالایی استخوان ایلیم و همچنین در محل اتصال پوییس، در هر ۶ درجه آزادی مهار شد. به دلیل ضریب اصطکاک بسیار پایین بین غضروف و سایر اجزای مفصل، تماس بین غضروف‌ها، کپسول مفصلی و پیوند به‌صورت بدون اصطکاک در نظر گرفته شد. اتصال بین غضروف و سطح استابولوم، غضروف و سر فمور و همچنین اتصال کپسول مفصلی با لگن و فمور به‌صورت گره‌خورده لحاظ شد. فیباو به یک نفوذ جزئی اولیه بین سطوح نیاز دارد تا بتواند سطوح تماس را تشخیص دهد [۱۵]، بنابراین سطوحی که اتصال آن‌ها از نوع گره خورده است، دارای اندکی نفوذ اولیه بودند و در نهایت رفتار مفصل هیپ تحت شرایط بارگذاری شبه‌استاتیکی بررسی شد.

انتخاب نشانه‌های آناتومیک و محاسبه نیروی مفصل، براساس گسترش سه‌بعدی روش نینومیا و مطابق روش یون هیوک کیم و همکاران [۳]، توسعه داده شد. سپس نیروی واکنش مفصل، طبق فرمول‌های شماره ۱، ۲، ۳، ۴، ۵ و ۶ محاسبه شد. محل اعمال این نیرو مرکز سر فمور و منطبق بر مرکز بهترین کره برازش شده روی بخش مفصلی سر فمور در نظر گرفته شد.

- $\tan \alpha = \frac{F_x}{F_z}, \tan \gamma = \frac{F_y}{F_z}$
- $F_x^2 + F_z^2(d - e)(\cos \alpha - \sin \alpha \cdot \tan \alpha) = W \cdot e$
- $W \cdot F_x = \frac{\tan \alpha}{1 - \tan \alpha \cdot \tan \beta} \cdot \frac{e}{d - e}$
- $W \cdot F_y = \frac{\tan \gamma}{1 - \tan \alpha \cdot \tan \beta} \cdot \frac{e}{d - e}$
- $F_z = \frac{1}{1 - \tan \alpha \cdot \tan \beta} \cdot \frac{e}{d - e}$
- $R_z = F_z + W, F_y R_y = -, R_x = F_x$



تصویر ۱۰. تغییرات تنش در محل ماکزیمم آن، قبل و بعد از عمل

طب توانبخشی

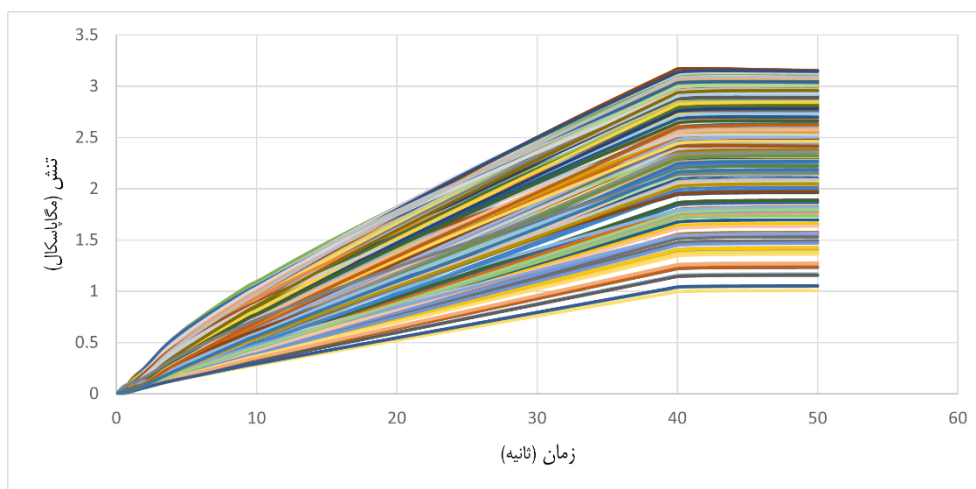
نیز به صورت قدامی میانی بود. راستای نیروی واکنش مفصلی و نیروی عضله ابداکتور در **تصویر شماره ۹** نشان داده شده است. حداکثر فشار تماسی در غضروف استابولوم قبل از عمل برابر $5/94$ مگاپاسکال و بعد از عمل برابر $3/77$ مگاپاسکال اندازه‌گیری شد که کاهش $2/17$ مگاپاسکال معادل $36/53$ درصد را نشان می‌دهد.

مقدار حداکثر تنش معادل فون مایز در استابولوم قبل از عمل $4/86$ مگاپاسکال و بعد از عمل $3/17$ مگاپاسکال اندازه‌گیری شد که به میزان $1/69$ مگاپاسکال، معادل $34/77$ درصد کاهش یافت. مقدار حداکثر تنش معادل فون مایز در پیوند نیز $10/65$ مگاپاسکال اندازه‌گیری شد.

یافته‌ها

در مرحله اعتبارسنجی نرم‌افزار، میانگین خطای محاسبه دامنه حرکت توسط نرم‌افزار توسعه‌داده‌شده و مقادیر مدل معیار، $0/57$ درجه و میانگین خطای محاسبه پوشش شعاعی، توسط نرم‌افزار توسعه‌داده‌شده و مقادیر مدل معیار، $0/06$ درجه اندازه‌گیری شد. متوسط فاصله نقاط سطح زیرین پیوند با کره برآزش‌شده روی بخش مفصلی سر فمور، برابر $10/8$ میلی‌متر با انحراف معیار $1/5$ اندازه‌گیری شد.

مقدار نیروی واکنش مفصلی برابر $1967/1$ نیوتن و با مؤلفه‌های $(1709/6, -384/9, 893/5)$ به دست آمد. جهت نیرو



تصویر ۱۱. توزیع تنش در اطراف منطقه تمرکز تنش، پس از عمل

طب توانبخشی

تصویر شماره ۱۰ تغییرات تنش در محل ماکزیمم آن را قبل و بعد از عمل نشان می‌دهد.

همان‌طور که در **تصویر شماره ۱۰** دیده می‌شود، پس از آغاز بارگذاری، نیرو به‌صورت تدریجی افزایش می‌یابد و تا زمان ۴۰ ثانیه به مقدار ماکزیمم می‌رسد. پس از آن به مدت ۱۰ ثانیه تا رسیدن به تعادل استاتیکی شبیه‌سازی ادامه می‌یابد. به‌طوری‌که پس از ۴۰ ثانیه مقدار تنش نیز تقریباً ثابت شده و مقدار ماکزیمم را نشان می‌دهد. **تصویر شماره ۱۱** نیز تنش برحسب زمان را در اطراف منطقه تمرکز تنش، پس از عمل، نشان می‌دهد.

بحث

هدف از این پژوهش تحلیل المان محدود قبل و بعد از عمل شلف استابولوپلاستی یک بیمار دیسپلازی بود که با هدف بهبود ویژگی‌های بیومکانیکی و مورفولوژیکی مفصل هیپ، برنامه‌ریزی و انجام شده است.

نتایج، کاهش ۳۴/۷۷ درصدی حداکثر تنش معادل فون مایز در استابولوم را در تحلیل پس از عمل نسبت به قبل از عمل نشان می‌دهد. به‌طوری‌که تنش ماکزیمم از ۴/۸۶ مگاپاسکال قبل از عمل به ۳/۱۷ مگاپاسکال بعد از عمل تقلیل یافته است. همچنین حداکثر فشار تماسی در غضروف استابولوم قبل از عمل برابر ۵/۹۴ مگاپاسکال و بعد از عمل برابر ۳/۷۷ مگاپاسکال اندازه‌گیری شد که کاهش ۳۶/۵۳ درصدی را نشان می‌دهد.

پژوهش‌های گذشته نشان داده‌اند برای زاویه لبه مرکز جانبی کوچک‌تر (۱۰ درجه یا کمتر)، زمانی که نیروی عضله ابداکتور عمودی‌تر می‌شود، فشار تماسی اوج مفصل به‌طور قابل‌توجهی افزایش می‌یابد [۳۲] که این مسئله نشان‌دهنده اهمیت توجه به طراحی قبل از عمل شلف استابولوپلاستی به‌منظور اطمینان از کاهش تنش در سطوح مفصلی است.

در این پژوهش در مرحله طراحی پیش از عمل، از ۲ نوع استراتژی استفاده شده که مبتنی بر بهبود مورفولوژی و بهبود

بیومکانیک است. شرایط مرزی و سناریوی بارگذاری نیز شبیه بسیاری از مطالعات گذشته در نظر گرفته شده است.

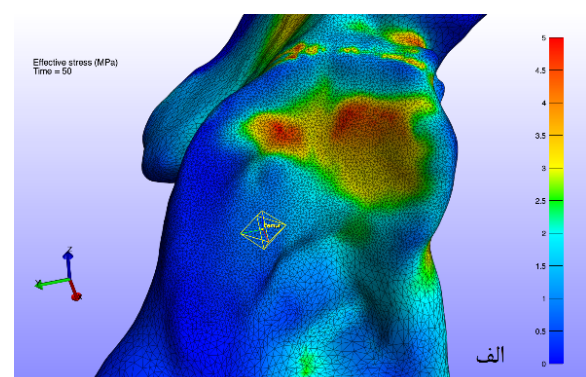
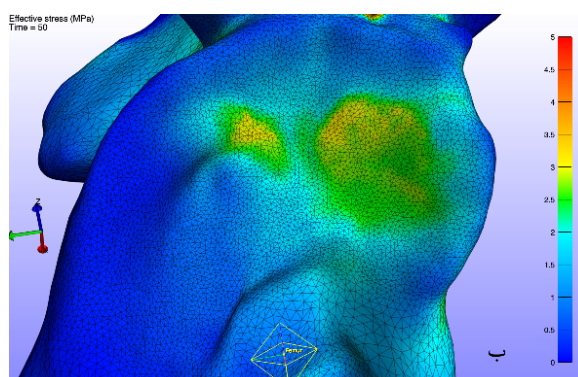
جانیان لی و همکاران بار استاتیک تقریباً ۲۱۳۰ نیوتن را براساس داده‌های متوسط برای ایستادن یک پا، به کار برده‌اند [۳۳]. اندرسون و همکاران نیز مقدار نیروی ماکزیمم در تحلیل تنش مفصل هیپ را در یک انسان متوسط، ۲۰۰۰ نیوتن در نظر گرفتند [۳۴].

آکیرا کوماتسو و همکاران نیز مقدار نیروی واکنش مفصلی در مرحله ایستادن یک پا در سیکل راه رفتن را به‌صورت تجربی برای یک بیمار به وزن ۵۴ کیلوگرم، با مؤلفه‌های ۷۸۶، ۳۲۱، ۱۸۰۱ و برابر ۱۹۹۱ نیوتن به دست آوردند [۳۱].

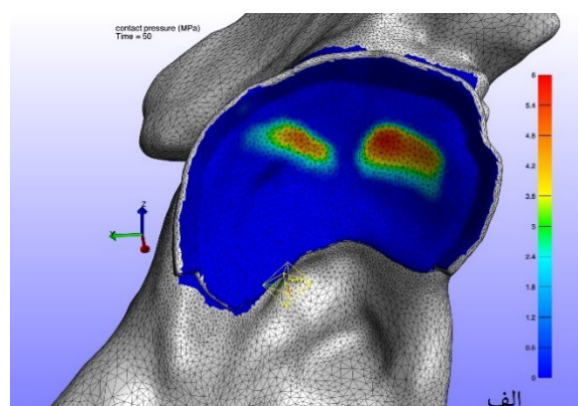
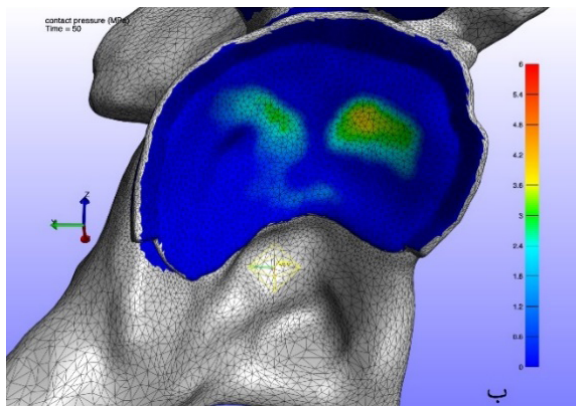
در این پژوهش نیز مقدار نیروی مفصلی برابر با ۱۹۶۷/۱ نیوتن و با مؤلفه‌های ۱۷۰۹/۶، ۳۸۴/۹، ۸۹۳/۵ محاسبه شد که تشابه تقریبی وزن بیمار و نیروی مفصلی اندازه‌گیری‌شده در این پژوهش با مطالعات گذشته، نیروی محاسبه‌شده را تأیید می‌کند. اختلاف جهت مؤلفه‌های ۷ نیرو احتمالاً به این دلیل است که نیرو در پژوهش کوماتسو و همکاران در سیکل راه رفتن محاسبه شده که جهت نیرو به‌صورت خلفی است.

تصویر شماره ۱۲ توزیع تنش در استابولوم را در طول ایستادن ۱ پا نشان می‌دهد. حداکثر تنش در سطح مفصلی استابولوم، بعد از عمل، کاهش یافته و از مقدار ۴/۸۶ مگاپاسکال قبل از عمل به ۳/۱۷ مگاپاسکال بعد از عمل تقلیل یافته است. تنش ماکزیمم قبل از عمل، در ناحیه قدامی فوقانی و خلفی استابولوم متمرکز شده است که به دلیل جهت بارگذاری اعمال‌شده و همچنین هندسه سر استخوان فمور بیمار است.

آکیرا کوماتسو و همکاران [۳۱] تنش اعمال‌شده در استابولوم را قبل و بعد از شلف استابولوپلاستی بررسی کردند. آن‌ها ماکزیمم تنش اعمال‌شده در مرحله ایستادن سیکل راه رفتن را قبل از عمل، ۷/۸۳ مگاپاسکال و بعد از عمل ۵/۸۲ مگاپاسکال اندازه‌گیری کردند که باتوجه‌به تشابه تقریبی وزن بیمار و نیروی مفصلی در پژوهش آکیرا کوماتسو و همکاران، با بیمار مورد مطالعه در این پژوهش و



تصویر ۱۲. توزیع تنش در سطح مفصلی استابولوم سمت راست، الف) قبل از عمل ب) بعد از عمل شلف استابولوپلاستی



تصویر ۱۳. توزیع فشار در غضروف استابولوم سمت راست، الف) قبل از عمل ب) بعد از عمل شلف استابولوپلاستی

طب توانبخشی

هدف از این پژوهش تأیید این فرضیه است که استراتژی برنامه‌ریزی قبل از عمل شلف استابولوپلاستی مبتنی بر مورفولوژی و بیومکانیک، در محیط سه‌بعدی، می‌تواند ویژگی‌های بیومکانیکی لگن دیسپلاستیک را بهبود بخشد و احتمال موفقیت عمل را افزایش دهد. در این پژوهش نتایج تحلیل المان محدود مفصل بیماری که تحت عمل جراحی برنامه‌ریزی شده شلف استابولوپلاستی قرار گرفته بود، نشان داد استراتژی برنامه‌ریزی مبتنی بر مورفولوژی و بیومکانیک می‌تواند تنش در سطح مفصلی استابولوم و فشار تماسی غضروف را کاهش دهد، در نتیجه برنامه‌ریزی قبل از عمل شلف استابولوپلاستی با هدف بهینه‌سازی مورفولوژی و بیومکانیک مفصل و همچنین همخوانی سطح پیوند و سر فمور، می‌تواند یک ابزار کارآمد برای افزایش ضریب موفقیت عمل در کاهش تنش اعمال شده در سطوح مفصلی و جلوگیری از آرتروز زودرس و یا تحلیل غضروف مفصلی باشد.

محدودیت‌ها

- تحلیل المان محدود در سایر فعالیت‌های روزانه و چرخه راه رفتن مورد ارزیابی قرار نگرفته است. هرچند باتوجه به اعمال بیشترین نیرو به مفصل، در حالت ایستادن یک پا سعی شده است تا ماکزیمم نیرو مورد بررسی قرار گیرد.

- نیاز است تا در بازه‌های زمانی طولانی‌تر نیز سی‌تی‌اسکن بیمار تهیه و فرایند جذب استخوان باتوجه به تنش‌های اعمال شده مورد بررسی قرار گیرد. البته مضرات پرتو ایکس را نیز باید در نظر گرفت هرچند گزارشات گذشته نشان داده‌اند پیگیری طولانی‌مدت بر میزان جذب استخوان تأثیری نخواهد داشت در نتیجه یک بازه پیگیری ۱ یا ۲ ساله مناسب خواهد بود.

- به دلیل ساده‌سازی مسئله و کاهش حجم محاسبات نیمه استخوان لگن در فرایند مدل‌سازی وارد شده که ضروری است جهت نزدیک شدن هرچه بیشتر به واقعیت، مدل‌های کامل لگن نیز مورد بررسی قرار گرفته و هندسه دقیق بافت نرم براساس تصاویر ام‌آر‌آی استخراج شود.

همچنین تشابه تقریبی ضریب کاهش تنش (۰/۶۵) پژوهش حاضر و ۰/۷۴ آکیرا کوماتسو و همکاران) اعتبار تحلیل المان محدود انجام‌شده را تأیید می‌کند.

از طرفی نیز به دلیل تفاوت‌های هندسی، تنوع در انتخاب خواص مواد، شرایط مرزی و سناریوهای متنوع بارگذاری در مدل‌های اجزای محدود، تغییرات قابل توجهی در مکانیک تماس مفصل هیپ در مطالعات مختلف وجود دارد [۱۵، ۲۱].

تصویر شماره ۱۳ توزیع فشار تماسی در غضروف استابولوم را در طول ایستادن ۱ پا نشان می‌دهد. حداکثر فشار تماسی در غضروف استابولوم قبل از عمل ۵/۹۴ مگاپاسکال و بعد از عمل ۳/۷۷ مگاپاسکال اندازه‌گیری شد.

مطابق پژوهش ابراهیم و همکاران [۸] که نشان دادند فاصله بهینه از لبه جانبی استابولوم، برای پیوند استخوان، به‌طوری که به‌خوبی نیروهای مفصل را تحمل کند، ۶ میلی‌متر است، در این پژوهش نیز فاصله تقریبی ۵/۷ میلی‌متری پیوند از لبه جانبی استابولوم، سبب تحمل بخشی از نیروی واکنش مفصلی و اعمال تنش با مقدار ماکزیمم ۱۰/۶۵ مگاپاسکال روی پیوند و کاهش ۳۶/۵۳ درصدی ماکزیمم فشار تماسی غضروف استابولوم، بعد از عمل شده است.

نتایج این پژوهش نشان داد برنامه‌ریزی قبل از عمل شلف استابولوپلاستی، می‌تواند علاوه بر بهینه‌سازی پارامترهای مورفولوژیکی، بدون محدود کردن دامنه حرکت، تنش در سطح استابولوم و فشار تماسی غضروف استابولوم را نیز کاهش داده و درصد موفقیت عمل را بهبود بخشد.

نتیجه‌گیری

استفاده از تصاویر سه‌بعدی پزشکی در فرایند تشخیص و طراحی قبل از عمل بیماری‌های اسکلتی روبه‌روز در حال گسترش است، چراکه تصاویر دوبعدی توانایی توصیف بیماری‌هایی که ذاتاً با تغییر شکل سه‌بعدی همراه هستند را ندارند.

- در فرایند جراحی از ابزار راهنمای جای گذاری پیوند استفاده نشده است که پیشنهاد می شود جهت همخوانی هر چه بیشتر پیوند و طراحی قبل از عمل، ابزار راهنمای جای گذاری پیوند مورد استفاده قرار گیرد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمام اقدامات جراحی ذکر شده در این مطالعه در مرکز پزشکی **دانشگاه علوم پزشکی اوترخت**، پس از اخذ مجوزهای لازم انجام شد. تمام اصول اخلاقی در نظر گرفته شد.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان نامه دکتر جعفر نصرآبادی در گروه پژوهشی ارتوپدی بیومکانیک، گروه مکانیک، دانشکده مهندسی **دانشگاه بیرجند** می باشد و هیچ گونه کمک مالی از سازمانی های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

همه نویسندگان به طور یکسان در مفهوم و طراحی مطالعه، جمع آوری و تجزیه و تحلیل داده ها، تفسیر نتایج و تهیه پیش نویس مقاله مشارکت داشتند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

References

- [1] International Hip Dysplasia Institute. Understanding hip dysplasia [Internet]. 2024 [Updated 2024 December 16]. Available from: [\[Link\]](#)
- [2] Fawzy E, Mandellos G, De Steiger R, McLardy-Smith P, Benson MK, Murray D. Is there a place for shelf acetabuloplasty in the management of adult acetabular dysplasia? A survivorship study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 2005; 87(9):1197-202. [\[DOI:10.1302/0301-620X.87B9.15884\]](#) [\[PMID\]](#)
- [3] Kim YH, Park WM, Kim K, Yoo WJ, Cho TJ, Choi IH. Planning of shelf operation in dysplastic hip by ct and mri based finite element contact analysis. *JSME International Journal Series C Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing*. 2005; 48(4):586-91. [\[DOI:10.1299/jsmec.48.586\]](#)
- [4] Kaga N, Iwami T, Saito K, Akira K, Shimada Y. Finite element analysis of the efficacy of shelf acetabuloplasty for acetabular dysplasia. *International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2018; 6(6):1000497. [\[DOI:10.4172/2329-9096.1000497\]](#)
- [5] Harris MD. The geometry and biomechanics of normal and pathomorphologic human hips [doctoral dissertation]. Salt Lake: University of Utah; 2013. [\[Link\]](#)
- [6] Miyajima S, Kobayashi N, Yukizawa Y, Kamono E, Choe H, Ike H, et al. Shelf acetabuloplasty may inhibit range of motion: A computer simulation analysis. *Journal of Orthopaedic Research*. 2024; 42(4):821-8. [\[DOI:10.1002/jor.25710\]](#) [\[PMID\]](#)
- [7] van Bussel EM, Nasrabadi J, Joëll M, VARbabi V, Willemssen K, Kaptein BJ, et al. Digitally designed bone; A 3D-patient-specific Allograft Shelf for Severe Adolescent Hip Dysplasia: From Digital Design to Clinical Reality—A Conceptual Case Report. *JAAOS: Global Research and Reviews*. 2025; 9(7):e24.00382, [\[Link\]](#)
- [8] Ramdhan Ibrahim MA, Kamegaya M, Morita M, Saisu T, Kaki-zaki J, et al. Radiological results of Shelf acetabuloplasty in adolescent hip dysplasia with aspherical femoral head: How to get an ideal placement of the Shelf graft. *Journal of Pediatric Orthopedics. Part BB*. 2020; 29(3):261-7. [\[DOI:10.1097/BPB.0000000000000681\]](#) [\[PMID\]](#)
- [9] Kitamura K, Fujii M, Iwamoto M, Ikemura S, Hamai S, Motomura G, et al. Effect of coronal plane acetabular correction on joint contact pressure in Periacetabular osteotomy: a finite-element analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2022; 23(1):48. [\[DOI:10.1186/s12891-022-05005-5\]](#) [\[PMID\]](#) [\[PMCID\]](#)
- [10] Dandachli W, Kannan V, Richards R, Shah Z, Hall-Craggs M, Witt J. Analysis of cover of the femoral head in normal and dysplastic hips: New CT-based technique. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 2008; 90(11):1428-34. [\[DOI:10.1302/0301-620X.90B11.20073\]](#) [\[PMID\]](#)
- [11] Stražar K. Computer assistance in hip preservation surgery-current status and introduction of our system. *International Orthopaedics*. 2021; 45(4):897-905. [\[DOI:10.1007/s00264-020-04788-3\]](#) [\[PMID\]](#)
- [12] Larson CM, Moreau-Gaudry A, Kelly BT, Byrd JW, Tonetti J, Lavallee S, et al. Are normal hips being labeled as pathologic? A CT-based method for defining normal acetabular coverage. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2015; 473(4):1247-54. [\[DOI:10.1007/s11999-014-4055-2\]](#) [\[PMID\]](#) [\[PMCID\]](#)
- [13] Park WM, Kim YH, Kim K, Oh TY. Non-destructive biomechanical analysis to evaluate surgical planning for hip joint diseases. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*. 2009; 10(3):127-31. [\[DOI:10.1007/s12541-009-0057-5\]](#)
- [14] Cheng H, Liu L, Yu W, Zhang H, Luo D, Zheng G. Comparison of 2.5d and 3d quantification of femoral head coverage in normal control subjects and patients with hip dysplasia. *Plos One*. 2015; 10(11):e0143498. [\[DOI:10.1371/journal.pone.0143498\]](#) [\[PMID\]](#) [\[PMCID\]](#)
- [15] Moshfeghifar F. Hip joint finite element modeling [doctoral dissertation]. Copenhagen: University of Copenhagen; 2023. [\[Link\]](#)
- [16] Incze-Bartha Z, Incze-Bartha S, Simon Szabó Z, Feier AM, Vunvulea V, Nechifor-Boilă IA, et al. Finite element analysis of normal and dysplastic hip joints in children. *Journal of Personalized Medicine*. 2023; 13(11):1593. [\[DOI:10.3390/jpm13111593\]](#) [\[PMID\]](#) [\[PMCID\]](#)
- [17] Mechlenburg I, Nyengaard JR, Gelineck J, Soballe K. Cartilage thickness in the hip joint measured by MRI and stereology—A methodological study. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2007; 15(4):366-71. [\[DOI:10.1016/j.joca.2006.10.005\]](#) [\[PMID\]](#)
- [18] Nishii T, Sugano N, Sato Y, Tanaka H, Miki H, Yoshikawa H. Three-dimensional distribution of acetabular cartilage thickness in patients with hip dysplasia: A fully automated computational analysis of MR imaging. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2004; 12(8):650-7. [\[DOI:10.1016/j.joca.2004.04.009\]](#) [\[PMID\]](#)
- [19] Liu L, Ecker T, Xie L, Schumann S, Siebenrock K, Zheng G. Biomechanical validation of computer assisted planning of periacetabular osteotomy: A preliminary study based on finite element analysis. *Medical Engineering & Physics*. 2015; 37(12):1169-73. [\[DOI:10.1016/j.medengphy.2015.09.002\]](#) [\[PMID\]](#)
- [20] Henak CR, Ellis BJ, Harris MD, Anderson AE, Peters CL, Weiss JA. Role of the acetabular labrum in load support across the hip joint. *Journal of Biomechanics*. 2011; 44(12):2201-6. [\[DOI:10.1016/j.jbiomech.2011.06.011\]](#) [\[PMID\]](#) [\[PMCID\]](#)
- [21] Vafaiean B, Zonoobi D, Mabee M, Hareendranathan AR, El-Rich M, Adeeb S, et al. Finite element analysis of mechanical behavior of human dysplastic hip joints: A systematic review. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2017; 25(4):438-47. [\[DOI:10.1016/j.joca.2016.10.023\]](#) [\[PMID\]](#)
- [22] Seldes RM, Tan V, Hunt J, Katz M, Winiarsky R, Fitzgerald RH Jr. Anatomy, histologic features, and vascularity of the adult acetabular labrum. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2001; (382):232-40. [\[DOI:10.1097/00003086-200101000-00031\]](#) [\[PMID\]](#)
- [23] Philippon MJ, Michalski MP, Campbell KJ, Rasmussen MT, Goldsmith MT, Devitt BM, et al. A quantitative analysis of hip capsular thickness. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015; 23(9):2548-53. [\[DOI:10.1007/s00167-014-3030-5\]](#) [\[PMID\]](#)

- [24] Nepple JJ, Wells J, Ross JR, Bedi A, Schoenecker PL, Clohisy JC. Three patterns of acetabular deficiency are common in young adult patients with acetabular dysplasia. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2017; 475(4):1037-44. [DOI:10.1007/s11999-016-5150-3] [PMID] [PMCID]
- [25] Kyo T, Nakahara I, Miki H. Factors predicting change in pelvic posterior tilt after THA. *Orthopedics*. 2013; 36(6):e753-9. [DOI:10.3928/01477447-20130523-20] [PMID]
- [26] Sugano N. Computer assisted orthopaedic surgery for hip and knee: Current state of the art in clinical application and basic research. London: Springer Nature; 2018. [DOI:10.1007/978-981-10-5245-3]
- [27] Apatsidis DP. The hip joint capsule: Mechanical properties and contribution to joint stability in total hip replacement [doctoral dissertation]. Glasgow: University of Strathclyde; 2002. [Link]
- [28] Ravera EP, Crespo MJ, Guarnieri FA, Braidot AA. Stress in human pelvis throughout the gait cycle: Development, evaluation and sensitivity studies of a finite element model. Paper presented in: VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014. 29 October 2014; Paraná, Argentina. [DOI:10.1007/978-3-319-13117-7_64]
- [29] Iyer KMohan. The hip joint. New York: Jenny Stanford Publishing; 2016. [DOI:10.1201/9781315364681]
- [30] Pieroh P, Schneider S, Lingslebe U, Sichtung F, Wolfskämpf T, Josten C, et al. The stress-strain data of the hip capsule ligaments are gender and side independent suggesting a smaller contribution to passive stiffness. *Plos One*. 2016; 11(9):e0163306. [DOI:10.1371/journal.pone.0163306] [PMID] [PMCID]
- [31] Komatsu A, Iwami T, Shimada Y. Stress analysis of shelf acetabuloplasty for acetabular dysplasia patients using dynamical load during walking. Paper presented in: 2019 International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS). 2019 December 1; Nagoya, Japan. [DOI:10.1109/MHS48134.2019.9249282]
- [32] Genda E, Iwasaki N, Li G, MacWilliams BA, Barrance PJ, Chao EY. Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing--effect of gender and anatomic parameters. *Journal of Biomechanics*. 2001; 34(7):895-905. [DOI:10.1016/S0021-9290(01)00041-0] [PMID]
- [33] Li J, Stewart TD, Jin Z, Wilcox RK, Fisher J. The influence of size, clearance, cartilage properties, thickness and hemiarthroplasty on the contact mechanics of the hip joint with bi-phasic layers. *Journal of Biomechanics*. 2013; 46(10):1641-7. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2013.04.009] [PMID] [PMCID]
- [34] Anderson AE, Ellis BJ, Maas SA, Weiss JA. Effects of idealized joint geometry on finite element predictions of cartilage contact stresses in the hip. *Journal of Biomechanics*. 2010; 43(7):1351-7. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2010.01.010] [PMID] [PMCID]