

Estimating the Position of Distal Hole of Intramedullary Nail using Mechanical Modeling and Image Curvature Data

J. Mortazavi¹, F. Farahmand^{2*}, S. Behzadipour³, A. Yeganeh⁴

¹Ph.D Student, Mechanical Engineering Department, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

²Professor, Mechanical Engineering Department, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

³Associate Professor, Mechanical Engineering Department, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

⁴Associate Professor, Department of Orthopedic Surgery, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Receipt in the Online Submission System: 16 June 2018, Received in Revised Form: 26 August 2018, Accepted: 6 September 2018

Abstract

Intramedullary nailing is a common technique for treatment of femoral shaft fractures. Nail deformation after insertion into the bone, makes the distal hole locking a challenging task for the surgeon. The proximally mounted targeting systems for locating the position of the distal hole become ineffective due to the nail deformation. The previous image-based techniques have often considered the shape of the distal end of the nail only to find the position and direction of the distal hole. The purpose of this study was to evaluate the hypothesis of possibility of locating the position of the distal hole using mechanical modeling and radiography data simultaneously. In the proposed method, according to the nail geometry (length to diameter ratio between 25 and 50), an Euler-Bernoulli beam model is used to simulate the mechanical behavior of the nail and calculate its deformation pattern. Then, by registering the deformation pattern with the sagittal radiography image of the nail, using iterative closest point algorithm, the nail deformation and the position of the distal hole are predicted. In order to evaluate the research hypothesis, a number of experiments were performed on five cadaveric femurs and the predicted and actual positions of the distal hole were compared. Results indicated that by using mechanical modeling and the imaging data of the nail curvature, the position of the distal hole could be predicted with a mean error of 0.84 mm and a maximum error of 1.3 mm. It is expected that by combining the proposed method with the image-based techniques, which make use of the shape data of the hole, a sub-millimeter error in locating the distal hole could be achieved in future.

Keywords: *Orthopedic Surgery, Femur Fracture, Computer-Aided Surgery, Iterative Closest Point*

Corresponding Author

Address: Mechanical Engineering Department, Sharif University of Technology, P. O. Box: 11155-9567, Tehran, Iran

Tel: +98-21-66165532

Fax: +98-21-66000021

E-mail: farahmand@sharif.edu

تعیین موقعیت سوراخ انتهایی میله‌ی درون‌استخوانی با استفاده از مدل‌سازی مکانیکی و داده‌های تصویری از انحنای میله

سیدمحمدجواد مرتضوی^۱، فرزاد فرهمند^{۲*}، سعید بهزادی پور^۳، علی یگانه^۴

^۱ دانشجوی دکتری، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

^۲ استاد، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

^۳ دانشیار، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

^۴ دانشیار، گروه ارتوپدی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۷/۳/۲۶، بازنگری: ۱۳۹۷/۶/۴، پذیرش قطعی: ۱۳۹۷/۶/۱۵

چکیده

میله‌گذاری درون‌استخوانی روشی رایج در درمان شکستگی‌های تنه‌ی استخوان فمور می‌باشد. به علت تغییر شکل میله در فرایند جای‌گذاری درون کانال استخوان، بستن پیچ انتهایی میله برای جراحان چالش برانگیز و زمان‌بر است. تغییر شکل میله باعث می‌شود که استفاده از فیکسچرهای متصل به میله برای یافتن محل صحیح سوراخ انتهایی، کارآمد نباشد. در مطالعات پیشین برای تعیین موقعیت و راستای سوراخ انتهایی، اغلب تنها هندسه‌ی قسمت انتهایی میله مورد توجه قرار گرفته است. هدف پژوهش حاضر بررسی فرضیه‌ی امکان استفاده‌ی ترکیبی از روش‌های تحلیل مکانیکی میله و داده‌های تصویری برای تعیین موقعیت سوراخ انتهایی میله می‌باشد. در روش پیشنهادی، رفتار میله با توجه به مشخصات هندسی آن (نسبت طول به قطر بین ۲۵ تا ۵۰) با استفاده از مدل تیر اویلر-برنولی شبیه‌سازی شده و الگوی تغییر شکل آن به دست می‌آید. سپس با انطباق الگوی تغییر شکل بر تصویر میله در صفحه‌ی کناری و استفاده از الگوریتم تکراری نزدیک‌ترین نقاط، تغییر شکل میله و موقعیت سوراخ انتهایی محاسبه می‌گردد. به منظور ارزیابی فرضیه‌ی پژوهش و سنجش دقت محاسبه‌ی موقعیت سوراخ انتهایی بر اساس روش پیشنهادی، آزمایش روی ۵ نمونه از استخوان فمور جسد انسان صورت پذیرفت و موقعیت پیش‌بینی شده و واقعی سوراخ انتهایی مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان داد که با استفاده از تحلیل مکانیکی و داده‌های تصویری از انحنای میله، موقعیت سوراخ‌های انتهایی با خطای موثر میانگین ۰/۸۴ میلی‌متر و خطای حداکثر ۱/۳ میلی‌متر محاسبه می‌گردد. انتظار می‌رود که با ترکیب روش پیشنهادی با روش‌های تصویری مبتنی بر شکل سوراخ، بتوان در آینده به خطای کم‌تر از میلی‌متر در تعیین موقعیت سوراخ دست یافت.

کلیدواژه‌ها: جراحی ارتوپدی، الگوریتم تکراری نزدیک‌ترین نقاط، جراحی به کمک کامپیوتر، شکستگی فمور

*نویسنده مسئول

نشانی: دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران، کد پستی: ۹۵۶۷-۱۱۱۵۵

تلفن: ۶۶۱۶۵۵۳۲ (۲۱) ۹۸+

دورنگار: ۶۶۰۰۰۲۱ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: farahmand@sharif.edu

۱- مقدمه

میله‌گذاری درون‌استخوانی^۱ متداول‌ترین روش برای درمان شکستگی‌های تنه‌ی استخوان ران می‌باشد [۱]. در این روش، پس از جاناندازی^۲ قطعات شکسته‌شده‌ی استخوان، یک میله^۳ درون کانال استخوان فمور قرار داده شده و ابتدا و انتهای آن توسط پیچ‌هایی به قطعات استخوان ثابت می‌شود. برای جای‌گذاری پیچ‌ها لازم است تا سوراخ‌هایی توسط دریل در استخوان ایجاد شوند که با سوراخ‌های موجود روی قسمت‌های ابتدایی^۴ و انتهایی^۵ میله هم‌مرکز باشند. به طور معمول سوراخ ابتدایی را می‌توان با کمک فیکسچرهای مکانیکی که به قسمت ابتدایی میله متصل می‌شوند، مکان‌یابی و ایجاد کرد. اما این روش با توجه به این که پس از ورود میله‌ی درون کانال استخوان، تغییر شکل نامشخصی در آن به وقوع می‌پیوندد، برای مکان‌یابی سوراخ انتهایی میله کارآمد نمی‌باشد. در واقع تفاوت انحنای بین میله و کانال درون استخوان سبب می‌شود که میله پس از ورود به استخوان دچار تغییر شکلی گردد که موقعیت سوراخ انتهایی آن را جابه‌جا می‌نماید و در نتیجه نمی‌توان با استفاده از راهنماهای مکانیکی ثابت محل سوراخ را تعیین نمود. تغییر مکان سوراخ انتهایی میله بسته به میزان اختلاف بین انحنای میله و کانال داخل استخوان تا ۱۸ میلی‌متر در صفحه‌ی کناری^۶ گزارش شده است [۲].

روش رایج برای یافتن محل سوراخ انتهایی میله، استفاده از روش فری‌هند^۷ می‌باشد. در این روش مبتنی بر آزمون و خطا که موفقیت آن به میزان تخصص و تجربه‌ی جراح بستگی دارد، جراح برای یافتن موقعیت و راستای سوراخ از تصویربرداری فلوروسکوپی در امتدادهای مختلف استفاده می‌کند تا سرانجام سوراخ تعبیه‌شده در میله را به صورت دایره‌ی کامل در تصویر مشاهده نماید. بدین ترتیب از یک سو بیمار و کارکنان اتاق عمل در معرض مقادیر زیادی پرتو مضر قرار می‌گیرند [۳] و از سوی دیگر زمان عمل جراحی بسته به میزان تجربه‌ی جراح، طولانی می‌گردد [۴]. علاوه بر آن، به دلیل اعوجاج تصویر، تشخیص دایره‌ی کامل دشوار بوده و همواره احتمال اشتباه جراح و آسیب رساندن به استخوان وجود دارد.

در پژوهش‌های پیشین، راه‌حل‌های مختلفی برای یافتن محل سوراخ انتهایی میله ارائه شده است [۵] که از آن جمله می‌توان

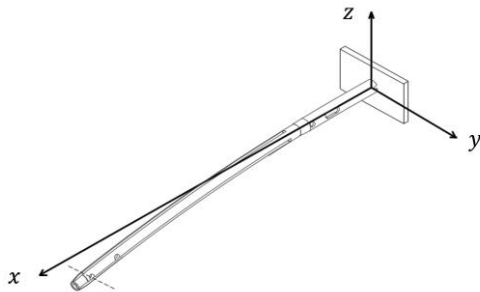
به سیستم‌های الکترومغناطیسی [۶، ۷]، فلوروسکوپی مجازی^۸ [۸، ۹]، فیکسچرهای مکانیکی متصل به فلوروسکوپی [۱۰] و فیکسچرهای مکانیکی تنظیم‌شونده‌ی متصل به قسمت ابتدایی میله [۱۱] اشاره نمود. سیستم‌های الکترومغناطیسی و هم‌چنین فلوروسکوپی مجازی نیازمند دسترسی به تجهیزات گران‌قیمت اضافی و نیز به کارگیری نیروی انسانی آموزش‌دیده برای استفاده از آن‌ها می‌باشد، که این امر استفاده از آن‌ها را در اتاق عمل با دشواری مواجه می‌سازد. از طرف دیگر، استفاده از فیکسچرهای مکانیکی متصل به فلوروسکوپی یا میله نیز تنها نقش کمکی را برای یافتن سوراخ ایفا می‌نماید و کماکان نیاز به تصاویر متعدد برای تعیین محل سوراخ وجود خواهد داشت.

در کنار روش‌های گفته شده، تلاش‌هایی نیز در راستای توسعه‌ی روش‌های مبتنی بر تصویر^۹ برای یافتن محور سوراخ انتهایی میله بر اساس دو یا تعداد محدودی تصویر فلوروسکوپی انجام شده است [۱۲-۱۴]. برای مثال، استفاده از روش مینیمم مربعات برای به دست آوردن محور استوانه‌ای مربوط به سوراخ انتهایی میله با استفاده از تصاویر فلوروسکوپی پیشنهاد شده است [۹، ۱۵، ۱۶]. در برخی پژوهش‌ها، از دو تصویر عمود بر هم در صفحات کناری و روبه‌روی برای محاسبه‌ی خط مرکزی^{۱۰} میله و پس از آن تعیین محل و راستای قرارگیری سوراخ انتهایی میله استفاده شده است. برای مثال، در روشی برای تهیه‌ی تصویر فلوروسکوپی در صفحه‌ی کناری با استفاده از ۳ تا ۶ عکس‌برداری، پیشنهاد شده است که از آن برای یافتن محل مرکز سوراخ‌ها استفاده می‌شود [۱۷]. در روشی دیگر، از دو تصویر فلوروسکوپی که در صفحات با زاویه‌ی مشخص نسبت به یک‌دیگر تهیه شده‌اند، برای انطباق مبتنی بر مدل^{۱۱} سر انتهایی میله با تصویر و تعیین موقعیت سوراخ‌های روی آن استفاده می‌شود [۱۸]. در کلیه‌ی این روش‌ها، موقعیت سوراخ نسبت به دستگاه مختصات متصل به دستگاه تصویربرداری به دست می‌آید و استفاده از موقعیت به دست آمده، به وجود تجهیزات ردیابی یا رباتیک در اتاق عمل نیاز دارد. لذا این روش‌ها نیز با وجود این که توانسته‌اند تعداد عکس‌های مورد نیاز برای یافتن محل سوراخ را کاهش دهند، اما کماکان چالش‌هایی در نحوه‌ی به کارگیری آن‌ها در اتاق عمل وجود دارد.

^۷ Freehand^۸ Virtual Fluoroscopy^۹ Image-Based Methods^{۱۰} Centerline^{۱۱} Model-Based Registration^۱ Intramedullary Nailing (IMN)^۲ Reduction^۳ Nail^۴ Proximal^۵ Distal^۶ Lateral

۲- مدل

با توجه به سیستم مختصات نصب شده به میله در شکل (۱)، تغییر شکل‌های ممکن در میله عبارتند از: جابه‌جایی در اثر خمش در صفحه‌ی کناری^۲ $(x-z)$ ، جابه‌جایی در اثر خمش در صفحه‌ی روبه‌روی^۳ $(y-z)$ ، و جابه‌جایی در اثر چرخش میله حول محور خود (x) . از آن‌جا که انحنا میله و کانال درون استخوانی با تقریب خوبی به صورت صفحه‌ای می‌باشند [۲۰-۲۲]، تغییر شکل اصلی میله به صورت صفحه‌ای و در صفحه‌ی کناری رخ می‌دهد و تغییر شکل‌ها در صفحه‌ی روبه‌روی و هم‌چنین دوران میله حول محور خود، قابل چشم‌پوشی می‌اشند. در پژوهش‌های پیشین، میزان جابه‌جایی میله در صفحه‌ی خود (صفحه‌ی $x-z$) تا ۱۸ میلی‌متر و جابه‌جایی آن خارج از صفحه‌ی خود (راستای y) تا ۳ میلی‌متر گزارش شده است [۲، ۲۳]. تغییر شکل میله در راستای y با مقادیر مذکور، تاثیر زیادی در موقعیت‌یابی سوراخ انتهایی آن در صفحه‌ی کناری ندارد [۲۳]. بنابراین با صرف نظر کردن از تغییر شکل میله در راستای y ، می‌توان فرض کرد که تماس بین میله و کانال درون استخوان تماماً در یک صفحه (صفحه‌ی کناری) رخ داده و تغییر شکل میله را می‌توان با یک مدل خمش صفحه‌ای شبیه‌سازی نمود.



شکل (۱) - محور مختصات مشخص‌کننده‌ی تغییر شکل‌های مختلف در میله: خمش در صفحه‌ی کناری $(x-z)$ ، خمش در صفحه‌ی روبه‌روی $(y-z)$ ، و چرخش میله حول محور خود (x)

تغییر شکل میله پس از ورود به فمور، به علت اختلاف انحنا میله و انحنا کانال درون استخوان و تماس میله با دیواره‌ی داخل استخوان صورت می‌پذیرد. بنابراین پارامترهای موثر در تغییر شکل میله، هندسه‌ی میله و استخوان، ممان اینرسی سطحی میله و استخوان، خواص مکانیکی مواد تشکیل‌دهنده‌ی آن‌ها و میزان ورود میله درون استخوان می‌باشند. شکل (۲)

اخیرا روش‌هایی مبتنی بر تحلیل رفتار مکانیکی میله و محاسبه‌ی انحنا آن پس از ورود به داخل استخوان ارائه شده است که می‌توانند به منظور تخمین موقعیت سوراخ، مورد استفاده قرار گیرند [۱۹]. البته پیش‌بینی دقیق موقعیت سوراخ با این روش‌ها مستلزم در اختیار داشتن مشخصات هندسی و مکانیکی نسبتاً دقیق استخوان می‌باشد که به صورت رایج در فرایند درمان بیمار در دسترس قرار ندارند. اما نکته‌ی قابل توجه در مورد آن‌ها این است که برخلاف روش‌های مبتنی بر تصویر که عمدتاً تنها شکل بیضی/دایره‌ای سوراخ را مورد توجه قرار می‌دهند، اطلاعاتی در مورد انحنا کلی میله به دست می‌دهند. از این‌رو به نظر می‌رسد که به کارگیری روش‌های تحلیل مکانیکی، با فراهم کردن امکان استفاده از حجم بیش‌تری از اطلاعات تصویری (شامل انحنا کلی میله و تصویر سوراخ)، کارایی روش‌های مبتنی بر تصویر را افزایش دهد.

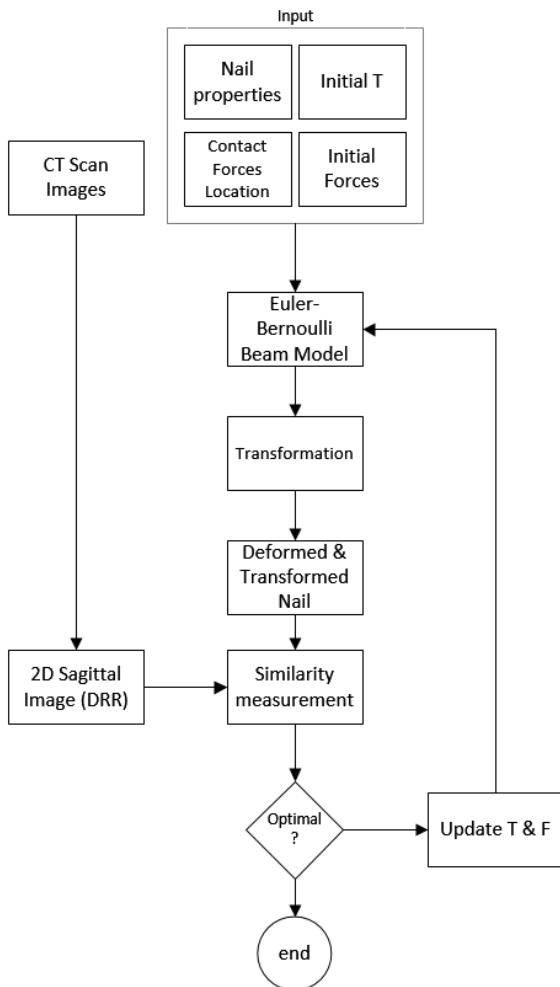
هدف این پژوهش بررسی این فرضیه است که استفاده از روش‌های تحلیل مکانیکی در کنار داده‌های تصویری از انحنا میله، موقعیت سوراخ‌های انتهایی را با دقت قابل قبولی به دست می‌دهد. در صورت صحت این فرضیه، می‌توان در آینده آن را با روش‌های تصویری مبتنی بر شکل سوراخ ترکیب نمود تا تعیین موقعیت سوراخ با دقت بالای مورد نیاز برای جراحی (زیر میلی‌متر) انجام شود. در این پژوهش از مدل تیر اویلر-برنولی برای شبیه‌سازی رفتار مکانیکی میله استفاده می‌شود. بدین ترتیب با فرض این‌که تماس میله و کانال درون استخوانی به طور سه نقطه‌ای صورت می‌پذیرد [۱۹]، الگوی کلی انحنا میله پس از ورود به داخل استخوان با استفاده از نقاط تماس به دست آمده از تصویر آن قابل محاسبه می‌باشد. سپس با مقایسه‌ی الگوی انحنا محاسبه شده با انحنا میله در تصویر و انطباق آن‌ها با استفاده از روش تکراری نزدیک‌ترین نقطه^۱، تغییر شکل میله برای بهترین انطباق با تصاویر و به دنبال آن موقعیت سوراخ انتهایی آن محاسبه می‌گردد. بدین ترتیب در این روش بدون نیاز به مدل‌سازی رفتار مکانیکی استخوان (که نیاز به اطلاعاتی مانند مدول الاستیسیته، ممان اینرسی سطحی در طول استخوان و هندسه‌ی کانال درون استخوانی دارد)، تغییر شکل میله و جابه‌جایی سوراخ انتهایی آن تخمین زده می‌شود. به منظور ارزیابی فرضیه‌ی پژوهش، آزمایش‌هایی روی نمونه‌های استخوان فمور جسد انسان انجام شده و موقعیت محاسبه شده برای سوراخ انتهایی با موقعیت واقعی آن مقایسه می‌شود.

^۲ Frontal

^۱ Iterative Closest Point (ICP)

^۳ Sagittal

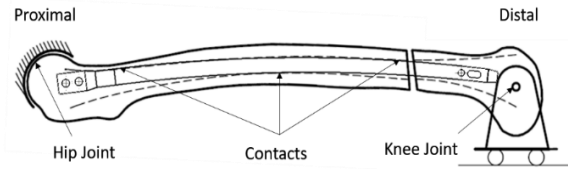
می‌توان با اعمال گستره‌ای از نیروها به میله و مقایسه‌ی انحنای حاصل با انحنای میله در تصاویر، تغییر شکل میله و اندازه‌ی نیروهای وارد بر آن را با تقریب مناسبی تعیین نمود. شکل (۴) فلوچارت نحوه‌ی به دست آوردن تغییر شکل میله را با استفاده از الگوریتم انطباق تصاویر دوبعدی برای اجسام غیرصلب نشان می‌دهد.



شکل (۴) - فلوچارت یافتن بهترین حالت انطباق میله‌ی تغییر شکل یافته با تصویر رادیوگرافی

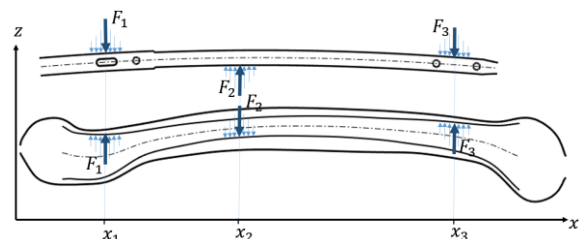
در این الگوریتم، مشخصات هندسی و مکانیکی میله، که با اندازه‌گیری یا استفاده از داده‌های طراحی سازنده به دست می‌آیند، و موقعیت وارد شدن نیروها به میله (x_i)، که از تصویر به دست می‌آیند، به عنوان ورودی به مدل تحلیل مکانیکی میله داده می‌شوند. همچنین مقادیر اولیه برای اندازه‌ی نیروها و ماتریس جابه‌جایی نیز به عنوان نقطه‌ی شروع الگوریتم تعیین می‌گردند. با مقایسه‌ی انحنای پیش‌بینی شده توسط مدل و انحنای میله در تصویر تحت نیروی F و ماتریس جابه‌جایی T ، شاخص شباهت دو انحنا با استفاده از روش تکراری نزدیک‌ترین نقاط محاسبه می‌گردد. سپس با استفاده از روش‌های

میله‌ی جای‌گذاری شده در کانال درون استخوانی فمور را نشان می‌دهد. مطابق این شکل، قسمت ابتدایی و انتهایی استخوان فمور به ترتیب توسط مفصل کروی و مفصل ساده به استخوان لگن و استخوان تیبیا متصل شده‌اند.



شکل (۲) - تماس بین میله و استخوان پس از جای‌گذاری میله در کانال درون استخوانی

پس از جای‌گذاری میله درون استخوان، تماس‌هایی بین سطح بیرونی میله و سطح داخلی کانال درون استخوان برقرار می‌گردد. در واقع با جای‌گذاری میله، نیروهایی از طرف استخوان در نواحی ابتدایی، میانی و انتهایی در جهت کاهش و یا افزایش شعاع انحنای میله به آن وارد می‌گردد. از آنجایی که انحنای خط مرکزی میله و کانال درون استخوانی هر دو با تقریب خوبی، قطعی از یک دایره هستند [۲۴، ۲۵]، الگوی تماس بین آن‌ها در سه منطقه مطابق شکل (۳) برقرار می‌گردد. این موضوع پیش از این در پژوهشی نشان داده شده است [۱۹]. در این جا برای ساده‌تر شدن محاسبات و بدون از دست دادن کلیت مساله، برآیند نیروهای وارد شده در هر ناحیه را به صورت یک نیروی نقطه‌ای در نظر می‌گیریم (شکل (۳)). در واقع پس از ورود میله درون استخوان و قرار گرفتن آن در موقعیت نهایی، این سه نیرو سبب ایجاد تغییر شکل در میله به منظور قرار گرفتن تحت انحنای کانال درونی استخوان و به دنبال آن جابه‌جایی سوراخ انتهایی میله می‌گردند. لذا با در اختیار داشتن اندازه و محل وارد شدن این نیروها و همچنین یک مدل تحلیلی از میله، تغییر شکل ایجاد شده در میله قابل محاسبه می‌باشد.



شکل (۳) - نیروهای تماسی بین میله و استخوان

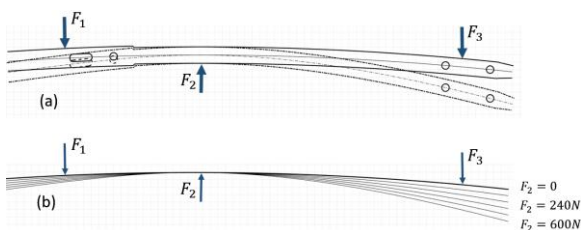
اندازه‌گیری نیروهای وارد به میله عملاً غیرممکن است، اما محل وارد شدن نیروها به میله با یافتن نقاط تماس بین میله و استخوان در تصاویر رادیوگرافی قابل تعیین می‌باشد. بنابراین

بین ۹ تا ۱۴ میلی‌متر و طول آن‌ها بین ۳۴۰ تا ۴۶۰ میلی‌متر و بنابراین نسبت طول به قطر در آن‌ها بین ۲۵ تا ۵۰ است. ضمناً همان‌طور که پیش از این گفته شد، تغییر شکل میله به صورت خمش صفحه‌ای فرض می‌شود. لذا می‌توان از مدل تیر اوپلر-برنولی برای شبیه‌سازی خمش ایجاد شده در این میله‌ها استفاده نمود. با توجه به انحنای اولیه‌ی محور مرکزی میله، معادلات حاکم بر آن به شرح معادلات (۳) و (۴) می‌باشد [۲۶]:

$$EI(x) \left(\frac{d^2 z}{dx^2} - \frac{d^2 z_0}{dx^2} \right) = M(x) \quad (3)$$

$$M(x) = \sum F_i \times (x - x_i) \quad (4)$$

که در آن $I(x)$ گشتاور دوم سطح در مقطع میله و $z_0(x)$ انحنای اولیه‌ی میله قبل از تغییر شکل می‌باشد. در شکل (۵) الگوی انحنای میله پس از تغییر شکل به ازای مقادیر مختلف نیروهای وارد در نقاط نشان داده شده و با اندازه‌های مختلف مشاهده می‌گردد. در واقع با مشخص بودن محل اعمال نیروها و با توجه به معادلات (۱) و (۲)، تنها پارامتر مجهول برای تعیین تغییر شکل میله بر اساس معادلات (۳) و (۴)، اندازه‌ی یکی از نیروها (F_2) می‌باشد. همان‌طور که گفته شد، این پارامتر با استفاده از الگوریتم ارائه شده در شکل (۴) تخمین زده خواهد شد.



شکل (۵) - الگوی تغییر شکل میله به ازای مقادیر مختلف نیروی وارد به آن F_2 (a) تصویر میله در صفحه‌ی کناری در دو حالت (b) تصویر محور مرکزی میله در اثر اعمال نیروهای مختلف

۲-۲- الگوریتم تکراری نزدیک‌ترین نقطه

روش‌های انطباق را می‌توان بر حسب ویژگی مورد استفاده، به دو دسته‌ی کلی روش‌های مبتنی بر ویژگی شدت روشنایی^۱ و روش‌های مبتنی بر ویژگی موقعیت نقاط^۲ دسته‌بندی کرد. با توجه به این که ضریب گذردهی پرتوی ایکس از فلزات بسیار پایین می‌باشد، شدت روشنایی در سرتاسر تصویر میله ثابت بوده و روش‌های انطباق مبتنی بر شدت روشنایی برای آن کاربرد

بهبوده‌سازی، مقادیر F و T به گونه‌ای به دست می‌آیند که شاخص شباهت بیشینه گردد. در ادامه، مدل تحلیلی میله و هم‌چنین الگوریتم تکراری نزدیک‌ترین نقاط استفاده شده در این پژوهش شرح داده خواهند شد.

۲-۱- مدل تحلیلی میله

با نوشتن معادلات تعادل برای نیروهای وارد بر میله، معادلات (۱) و (۲) حاصل می‌گردد:

$$\sum_{i=1}^3 F_i = 0 \quad (1)$$

$$M = \sum_{i=1}^3 x_i F_i = 0 \quad (2)$$

که در آن‌ها F_i و x_i به ترتیب نیروی وارد از طرف استخوان به میله در صفحه‌ی کناری در راستای محور Z و محل وارد شدن آن در راستای محور x می‌باشند. در این روابط i بیان‌گر شماره‌ی نیرو مطابق با نیروهای رسم شده در شکل (۳) می‌باشد. محل وارد شدن هر یک از نیروها به میله (x_i) با تشخیص نقاط تماس بین میله و استخوان با استفاده از یک تصویر پرتوی ایکس از صفحه‌ی کناری قابل تعیین می‌باشند. بنابراین دستگاه معادلات (۱) و (۲) برای محاسبه‌ی اندازه‌ی نیروهای F_1 تا F_3 شامل ۲ معادله و ۳ مجهول و دارای مجموعه‌ی پاسخ بی‌شمار برای اندازه‌ی این نیروها می‌باشد. در واقع معادله‌ی سوم که عامل محدودکننده‌ی تعداد پاسخ‌های این دستگاه معادلات است، قید هندسی اعمال شده به میله از طریق دیواره‌ی داخلی کانال استخوان می‌باشد. در نظر گرفتن این قید هندسی، نیازمند دخیل کردن معادلات مکانیکی حاکم بر تغییر شکل میله و استخوان در اثر تماس و درهم‌کنش با یکدیگر می‌باشد که این روش جزو اهداف این پژوهش نمی‌باشد. بدون در نظر گرفتن معادله‌ی قید هندسی، دستگاه معادلات فوق دارای یک درجه‌ی آزادی می‌باشد (نمونه‌هایی از پاسخ‌های ممکن این دستگاه معادلات در شکل (۵) به صورت شماتیک نشان داده شده است). در این‌جا برای سادگی کار، نیروی میانی (F_2) به عنوان متغیر مستقل این دستگاه معادلات در نظر گرفته می‌شود. در ادامه‌ی این مقاله، نحوه‌ی یافتن مجموعه‌ی پاسخ یکتا برای نیروهای F_1 تا F_3 ارائه خواهد شد.

میله‌های مورد استفاده برای میله‌گذاری درون‌استخوانی عموماً از جنس استیل ضد زنگ ۳۱۶ ساخته می‌شوند. قطر این میله‌ها

^۱ Feature Based Registration

^۲ Intensity Based Registration

بنابراین مراحل لازم برای این الگوریتم به شرح زیر می‌باشند:

$$1- \text{ تعیین مقادیر اولیه برای } \lambda_0, \mathbf{R}_0 \text{ و } \vec{t}_0$$

$$2- \text{ محاسبه‌ی نقاط در اختیار تحت نگاشت } P_{G_\lambda}: G$$

3- تشکیل جفت نقاط متناظر $(i, c_k(i))$ بین نقاط در اختیار و نقاط هدف:

$$c_k(i) = \arg \min_{j \in \{1, 2, \dots, NM\}} \left\| (\mathbf{R}_{k-1} \times \vec{p}_{G_\lambda, i} + \vec{t}_{k-1}) - \vec{m}_j \right\|^2 \quad (7)$$

4- محاسبه‌ی پارامتر تغییر شکل، ماتریس دوران و بردار انتقال k -ام بر اساس زوج نقاط $(i, c_k(i))$:

$$(\mathbf{R}_k, \vec{t}_k, \lambda) = \arg \min_{R^T R = I_m, \det(R) = 1, \vec{t}, \lambda} \sum_{i=1}^{N_p} \left\| (\mathbf{R}_k \vec{p}_{G_\lambda, i} + \vec{t}_k) - \vec{m}_{c_k(i)} \right\|^2 \quad (8)$$

در مساله‌ی حاضر، پارامتر تغییر شکل λ برابر با نیروی F_2 و تابع تغییر شکل G با استفاده از روابط (۱) تا (۴) به دست می‌آید. در واقع با تغییر نیروی F_2 وارد به میله (λ) ، تغییر شکل حاصل در میله (محور مرکزی میله) مطابق با روابط تیر اویلر-برنولی تغییر می‌نماید. نگاشت G که در واقع شکل بسته‌ی معادلات (۱) تا (۴) می‌باشد را می‌توان به صورت زیر نوشت:

$$G: z(x) \rightarrow z(x) = \int \int_0^x \frac{1}{EI(x)} \sum_1^3 F_i(\lambda) \times (x - x_i) dx + c_1 x + c_2 \quad (9)$$

که در آن:

$$\begin{aligned} F_1(\lambda) &= \frac{\lambda(x_2 - x_3)}{x_3 - x_1} \\ F_2(\lambda) &= \lambda \\ F_3(\lambda) &= \frac{\lambda(x_1 - x_2)}{x_3 - x_1} \\ c_1 &= z'(0) \\ c_2 &= z(0) \end{aligned} \quad (10)$$

الگوریتم فوق در نرم‌افزار متلب پیاده‌سازی گردید. با استفاده از این الگوریتم، نیروی F_2 که به ازای آن بیش‌ترین تطابق بین انحنا‌ی میله که بین مدل تحلیلی و تصویر رادیوگرافی رخ می‌دهد به دست می‌آید.

۳- مطالعه‌ی آزمایشگاهی

برای ارزیابی فرضیه‌ی پژوهش و سنجش دقت محاسبه‌ی موقعیت سوراخ انتهایی بر اساس مدل تحلیلی میله و داده‌های

ندارند. روش‌های مبتنی بر موقعیت نقاط، به دو دسته‌ی انطباق صلب و غیرصلب^۱ تقسیم‌بندی می‌شوند. در انطباق صلب، تصویر جسم تنها تحت توابع انتقال و یا دوران فضایی قرار می‌گیرد، اما در روش انطباق غیرصلب علاوه بر جابه‌جایی فضایی، پارامتر یا تابع تغییر شکل نیز به یکی از تصاویر به منظور دستیابی به انطباق بالاتر بین دو تصویر اعمال می‌شود.

الگوریتم تکراری نزدیک‌ترین نقطه، روشی دقیق و قابل اطمینان برای انطباق ابر نقاط می‌باشد [۲۷]. هدف در این روش یافتن ماتریس انتقال صلب T است که بهترین انطباق را بین نقاط در اختیار $P = \{\vec{p}_i\}_{i=1}^{N_p}$ و نقاط هدف $M = \{\vec{m}_i\}_{i=1}^{N_m}$ ایجاد می‌کند به گونه‌ای که مجموع مربعات فواصل هر نقطه از P به نزدیک‌ترین نقطه‌ی معادل آن در M کمینه شود. این الگوریتم در هر بار تکرار، ابتدا برای هر نقطه‌ی در اختیار، نزدیک‌ترین نقطه در مجموعه‌ی نقاط هدف را به عنوان نقطه‌ی متناظر انتخاب نموده و پس از آن، مجموع مربعات فواصل زوج نقاط متناظر را کمینه می‌نماید. بنابراین این الگوریتم را می‌توان به صورت مراحل زیر تعریف نمود:

۱- تشکیل جفت نقاط متناظر $(i, c_k(i))$ بین نقاط در اختیار و نقاط هدف:

$$c_k(i) = \arg \min_{j \in \{1, 2, \dots, NM\}} \left\| (\mathbf{R}_{k-1} \vec{p}_i + \vec{t}_{k-1}) - \vec{m}_j \right\|^2 \quad (5)$$

که در آن \mathbf{R}_{k-1} و \vec{t}_{k-1} به ترتیب ماتریس دوران و بردار انتقال در مرحله‌ی $k-1$ می‌باشند.

۲- محاسبه‌ی ماتریس دوران و بردار انتقال k -ام بر اساس زوج نقاط $(i, c_k(i))$:

$$(\mathbf{R}_k, \vec{t}_k) = \arg \min_{R^T R = I_m, \det(R) = 1, \vec{t}} \sum_{i=1}^{N_p} \left\| (\mathbf{R}_k \vec{p}_i + \vec{t}_k) - \vec{m}_{c_k(i)} \right\|^2 \quad (6)$$

روش ICP روشی نسبتاً سریع است که هم‌گرایی آن در مراجع مختلف اثبات شده است [۲۷]. اما ممکن است در بهینه‌سازی معادله‌ی (۶)، در نقاط کمینه‌ی محلی به دام افتد که این موضوع وابسته به انتخاب ماتریس انتقال اولیه می‌باشد [۲۸]. برای پیاده‌سازی این الگوریتم برای اجسام تغییر شکل یافته^۲، علاوه بر این که از ماتریس دوران و انتقال استفاده می‌شود، تابع تغییر شکل احتمالی نیز به جسم در اختیار اعمال می‌گردد. در واقع در هر مرحله مجموعه‌ی نقاط در اختیار $P = \{\vec{p}_i\}_{i=1}^{N_p}$ علاوه بر انتقال، تحت تابع $G(\lambda)$ به $P_{G_\lambda} = \{\vec{p}_{G_\lambda, i}\}_{i=1}^{N_p}$ نگاشت می‌شوند که G تابع تغییر شکل و λ پارامتر یا پارامترهای تغییر شکل در جسم می‌باشد.

^۱ Deformable Icp

^۱ Non-Rigid Registration

گردید. (۲) کانال درون استخوان با استفاده از دریل انعطاف پذیر^۴ تمیز گردید. (۳) میله‌ی انتخاب شده برای استخوان روی ابزار مخصوص جهت ورود به استخوان بسته شد. (۴) میله با استفاده از نیروی فشاری و ضربات سبک چکش به سمت داخل هدایت گردید (شکل (۶)). (ضربات وارده بایست مطابق با روتین‌های جراحی ارتوپدی و توسط جراح متخصص صورت پذیرد تا باعث شکستگی استخوان و یا ایجاد تغییر شکل‌های پلاستیک در میله نگردد.) (۵) پس از قرار گرفتن کامل میله درون استخوان، و جداکردن ابزارها از آن، از مجموعه‌ی استخوان و میله‌ی درون آن تصویر سی‌تی‌اسکن^۵ تهیه گردید. پس از انجام این مراحل روی هر استخوان سالم، شکستگی با استفاده از اهری مخصوص ارتوپدی در فاصله‌ی تعیین شده از تروکانتر بزرگ در دو مرحله ایجاد شد و گام‌های ۳ تا ۵ ذکر شده برای آن‌ها مجدداً انجام گردید.



شکل (۶) - (a) داخل کردن میله درون استخوان با استفاده از جیگ مخصوص (b) میله‌ی داخل شده درون استخوان شکسته

به منظور تهیه‌ی تصویر رادیوگرافی از مجموعه‌ی استخوان و میله، تصاویر سی‌تی‌اسکن هر آزمایش مورد بازسازی رادیوگرافی دیجیتال^۶ قرار گرفتند. با استفاده از تصاویر حاصل در صفحه‌ی کناری، نقاط تماس میله با استخوان در هر آزمایش استخراج و مدل ارائه شده روی آن پیاده‌سازی گردید. هم‌چنین، از انحنا میله در تصاویر مزبور برای فرایند انطباق و محاسبه‌ی انحنا نهایی در میله و موقعیت سوراخ انتهایی استفاده شد. به منظور تعیین موقعیت واقعی سوراخ انتهایی میله و سنجش دقت موقعیت محاسبه شده، از تصاویر سی‌تی‌اسکن مربوط به هر آزمایش استفاده گردید. بدین منظور، مقاطع طولی سی‌تی

تصویری از انحنا آن، پس از اخذ موافقت کمیته‌ی اخلاق دانشگاه علوم پزشکی تهران، آزمایش‌هایی روی ۵ استخوان فمور جسد انسان انجام شد. برای هر استخوان یک میله درون استخوانی با سایز مناسب، با توجه به نظر جراح متخصص، انتخاب و تهیه شد (شرکت اسوه، مشهد، ایران). مشخصات این میله‌ها از قبیل ابعاد هندسی، مدل سه‌بعدی و مشخصات مکانیکی مواد تشکیل دهنده‌ی آن از جانب شرکت سازنده در اختیار قرار گرفت. کلیه‌ی میله‌ها از جنس استیل ضدزنگ ۳۱۶ با مدول الاستیک ۱۹۳ GPa و ضریب پواسون ۰/۳۳ تشکیل شده و منحنی مرکزی آن‌ها قطاعی از یک دایره با شعاع ۲۰۰۰ میلی‌متر می‌باشد. در مجموع ۳ آزمایش روی هر استخوان فمور در حالت بدون شکستگی و دو حالت مختلف شکستگی صورت پذیرفت. جزئیات ۱۵ آزمایش انجام شده روی ۵ نمونه‌ی فمور در جدول (۱) آورده شده است.

جدول (۱) - جزئیات ۱۵ آزمایش انجام شده

ردیف	شماره فمور	طول فمور	طول میله	قطر میله	محل شکستگی (فاصله از تروکانتر بزرگ)
۱	۱	۴۰۰	۳۴۰	۱۱	سالم
۲	۱	۴۰۰	۳۴۰	۱۱	۲۷۰
۳	۱	۴۰۰	۳۴۰	۱۱	۲۴۰
۴	۲	۴۵۵	۴۰۰	۱۱	سالم
۵	۲	۴۵۵	۴۰۰	۱۱	۳۵۰
۶	۲	۴۵۵	۴۰۰	۱۱	۳۱۰
۷	۳	۴۵۵	۴۰۰	۱۰	سالم
۸	۳	۴۵۵	۴۰۰	۱۰	۳۳۰
۹	۳	۴۵۵	۴۰۰	۱۰	۲۸۰
۱۰	۴	۴۲۵	۳۶۰	۱۳	سالم
۱۱	۴	۴۲۵	۳۶۰	۱۳	۲۷۰
۱۲	۴	۴۲۵	۳۶۰	۱۳	۲۳۵
۱۳	۵	۴۲۵	۳۶۰	۱۲	سالم
۱۴	۵	۴۲۵	۳۶۰	۱۲	۳۰۰
۱۵	۵	۴۲۵	۳۶۰	۱۲	۲۶۵

* کلیه‌ی اندازه‌ها به میلی‌متر هستند

بستر^۲ آزمایشگاهی از یک جیگ که میله به آن بسته شده و به درون استخوان هدایت می‌شود تشکیل شده است. برای قرار دادن میله درون استخوان از ابزارهای متداول اتاق عمل استفاده شد. برای هر استخوان جای‌گذاری میله طبق مراحل زیر توسط جراح متخصص انجام پذیرفت: (۱) با استفاده از ابزار مخصوص، یک شکاف در محل تروکانتر بزرگ^۳ جهت ورود میله ایجاد

^۴ Brilliance 64, Philips, Germany; Intensity: 100 Ma; Voltage: 120 Kv

^۶ Digitally Reconstructed Radiograph (DRR)

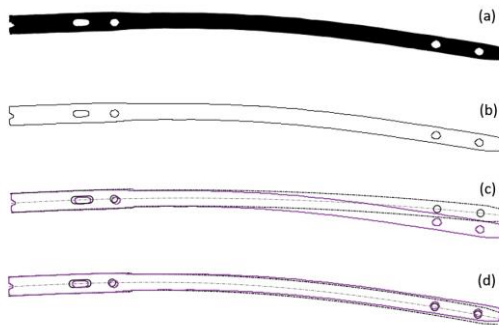
^۱ Greater Trochanter

^۲ Setup

^۳ Greater Trochanter

^۴ Reamer

در کلیه‌ی آزمایش‌ها، حدس موقعیت اولیه برای آغاز الگوریتم تکراری نزدیک‌ترین نقاط، به این صورت انجام گردید که قسمت ابتدایی مدل میله‌ی اصلی (تغییر شکل نیافته) روی قسمت ابتدایی تصویر دی‌آر آر به دست آمده از میله‌ی تغییر شکل یافته قرار داده شد (شکل ۹-۹c). تعیین این شرایط اولیه از به دام افتادن در نقاط کمینه‌ی محلی دور از انتظار (مانند حالتی که میله به صورت وارونه روی تصویر آن منطبق گردد) جلوگیری می‌کند.

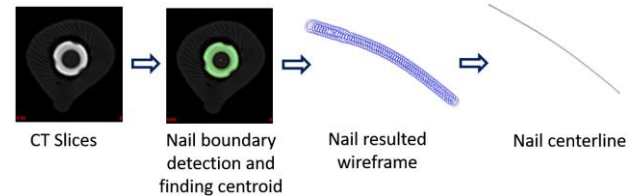


شکل ۹ - نتایج آزمایش شماره ۱ (a) تصویر دی‌آر آر تهیه شده در صفحه‌ی کناری از سی‌تی‌اسکن میله‌ی تغییر شکل یافته (b) خطوط مرزی به دست آمده توسط الگوریتم کنی روی تصویر دی‌آر آر (c) حدس اولیه‌ی موقعیت مدل میله نسبت به تصویر دی‌آر آر برای شروع الگوریتم انطباق (d) انطباق میله‌ی تغییر شکل یافته توسط مدل روی تصویر دی‌آر آر (تصویر دی‌آر آر با خطوط پر و تصویر حاصل از مدل با خط‌چین نشان داده شده است)

برای حصول اطمینان از این‌که پاسخ به دست آمده از شرایط اولیه‌ی تعیین شده (شکل ۹-۹c)، نقطه‌ی مینیمم محلی نمی‌باشد، برای آزمایش شماره ۱، از نقاطی در مجاورت آن برای آغاز الگوریتم استفاده گردید. بدین منظور جابه‌جایی ۵+، ۰ و ۵- میلی‌متر برای محورهای x و z، ۵+، ۰ و ۵- درجه برای دوران حول محور y و نیروی ۵۰۰+، ۰ و ۵۰۰- نیوتون برای F_2 به عنوان شرایط اولیه انتخاب شده و الگوریتم برای این ۲۷ حالت اجرا گردید. برای کلیه‌ی این شرایط اولیه، الگوریتم به جواب قبلی هم‌گرا گردید.

با اجرای مدل برای ۱۵ آزمایش مختلف، نیروی F و هم‌چنین میزان جابه‌جایی سوراخ انتهایی بر اثر تغییر شکل میله ناشی از این نیرو محاسبه گردید. نتایج محاسبه شده بر اساس مدل در جدول (۲) آورده شده و با نتایج آزمایشگاهی مقایسه شده است. چنان‌که در جدول (۲) مشاهده می‌شود، برای کلیه‌ی آزمایش‌های طراحی شده، نیروهای تماسی بین میله و استخوان

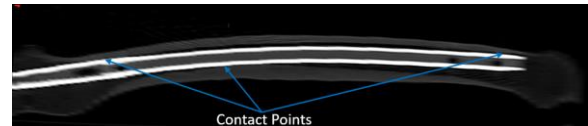
اسکن وارد نرم‌افزار متلب شدند و خط مرکزی گذرنده از مراکز سطح هر یک از این مقاطع به دست آمد (شکل ۷). با مقایسه‌ی این خط مرکزی با خط مرکزی اولیه‌ی میله، و انطباق قسمت ابتدایی دو منحنی با یکدیگر، میزان جابه‌جایی سوراخ انتهایی محاسبه گردید.



شکل ۷ - بازسازی محور مرکزی میله‌ی تغییر شکل یافته با استفاده از تصاویر سی‌تی‌اسکن

۴- یافته‌ها

مدل ارائه شده برای هر یک از ۱۵ آزمایش طراحی شده اجرا گردید. نقاط تماس بین میله و استخوان با استفاده از استخراج تصویر صفحه‌ی کناری از سی‌تی‌اسکن تهیه شده و بعد از وارد کردن میله در استخوان در هر یک از ۱۵ آزمایش به دست آمد (شکل ۸). زمان اجرای شبیه‌سازی برای هر آزمایش بین ۴۵ تا ۷۵ ثانیه توسط یک رایانه‌ی شخصی با پردازنده‌ی مرکزی کورآی‌فایو ۱ 6200U با فرکانس ۲/۴ گیگاهرتز و حافظه‌ی تصادفی ۸ گیگابایت به طول انجامید.



شکل ۸ - تصویر صفحه‌ی کناری از سی‌تی‌اسکن میله‌ی درون استخوان در آزمایش ۱

در شکل (a-۹) و (b-۹) به ترتیب تصویر دی‌آر آر تهیه شده از میله‌ی تغییر شکل یافته در آزمایش ۱ و نتیجه‌ی پیراسته شده‌ی الگوریتم تشخیص مرز کنی^۳ روی آن نشان داده شده است. پس از اجرای مدل برای این آزمایش، موقعیت مکانی (ماتریس انتقال و دوران T) و هم‌چنین میزان نیروی F وارد از سوی استخوان به میله و به دنبال آن فرم تغییر شکل یافته‌ی میله به دست می‌آید. در شکل (d-۹) تصویر انطباق یافته‌ی میله‌ی تغییر شکل یافته توسط مدل روی تصویر دی‌آر آر نشان داده شده است.

^۳ Canny

^۱ Core I5

^۲ Ram

استخوانی استخوان فمور می‌باشند. روش اول مبتنی بر آزمون و خطا بوده و نیازمند تعداد زیادی تصاویر فلوروسکوپی حین عمل است. روش دوم نیز به علت عدم لحاظ کردن تغییر شکل میله پس از جای‌گذاری درون استخوان، اغلب با خطاهای قابل توجهی مواجه می‌باشد. در پژوهش‌های پیشین راهکارهای ردگیری مبتنی بر تصویر برای این مساله ارائه شده است که عموماً تنها از شکل تصویر سوراخ (بیضی/دایره) برای تعیین موقعیت و راستای سوراخ انتهایی استفاده می‌کنند. بدین ترتیب این روش‌ها سایر اطلاعات موجود در تصویر پیرامون انحنای کلی میله را نادیده می‌گیرند که این امر کارایی و دقت آن‌ها را محدود می‌کند. علاوه بر این، برای یافتن موقعیت سوراخ انتهایی در اتاق عمل، این روش‌ها به تجهیزات ردیابی برای تعیین موقعیت سوراخ نسبت به مرجع مختصات مشخص نیاز دارند. در این پژوهش، برای نخستین بار امکان به کارگیری داده‌های انحنای میله در تصویر رادیوگرافی، با استفاده از یک مدل تحلیلی از برهم‌کنش مکانیکی بین میله و استخوان، در فرایند تعیین موقعیت سوراخ انتهایی مورد بررسی قرار گرفته است.

نتایج این پژوهش (جدول ۲) نشان می‌دهد که فرضیه‌ی مورد آزمون مبنی بر این‌که استفاده از روش‌های تحلیل مکانیکی در کنار داده‌های تصویری از انحنای میله، تغییر شکل میله و موقعیت سوراخ‌های انتهایی آن را با دقت قابل قبولی به دست می‌دهد، صادق است. مقادیر جذر متوسط مربع و بیشینه‌ی خطای مشاهده شده در ۱۵ آزمایش انجام گرفته به ترتیب برابر با $0/84$ و $1/3$ میلی‌متر می‌باشند که به دقت ۱ میلی‌متری مورد نیاز برای دریل کردن محل سوراخ انتهایی در عمل جراحی [۲۳] نزدیک هستند. انتظار می‌رود با ترکیب روش پیشنهادی با روش‌های تصویری مبتنی بر شکل سوراخ، در آینده بتوان موقعیت سوراخ را با دقت زیر میلی‌متر تعیین نمود. به علاوه، از آن‌جا که در روش پیشنهادی، موقعیت سوراخ انتهایی نسبت به مرجع متصل به میله مشخص می‌گردد، می‌توان به سادگی با استفاده از فیکسچرهای قابل تنظیم که به قسمت ابتدایی میله متصل می‌گردند، موقعیت سوراخ را حین عمل جراحی مشخص نمود و نیازی به سیستم‌های ردیابی^۲ و یا رباتیکی وجود نخواهد داشت. در واقع، نتایج مدل می‌توانند مستقیماً برای تنظیم فیکسچر و جبران جابه‌جایی ناشی از تغییر شکل میله مورد استفاده قرار گیرند.

از جمله عوامل بروز خطا در نتایج مدل می‌توان به خطای تعیین نقاط تماس بین میله و استخوان از روی تصویر رادیوگرافی،

در جهت کاهش شعاع انحنای میله (جابه‌جایی سوراخ انتهایی میله در راستای کاهش γ) به دست آمدند که این امر ناشی از مساوی یا بزرگ‌تر بودن شعاع انحنای میله از شعاع انحنای کانال درون‌استخوانی بود. تنها در مورد استخوان شماره‌ی ۳ (آزمایش‌های شماره‌ی ۷ تا ۹) که شعاع انحنای میله و کانال استخوان در یک محدوده قرار داشتند، مقدار نیرو برابر صفر به دست آمد. شایان ذکر است که در مطالعه‌ی آزمایشگاهی جای‌گذاری میله‌ی مزبور نیز میله به صورت آزادانه داخل استخوان وارد شده و نیروی تماسی قابل توجهی بین آن‌ها شکل نگرفت.

جدول (۲) - مقایسه‌ی نتایج حاصل از مدل و آزمایش برای جابه‌جایی سوراخ انتهایی میله در راستای γ در آزمایش‌های ۱۵ گانه

شماره‌ی آزمایش	نیروی تماسی میانی F_2 (N)	جابه‌جایی سوراخ انتهایی بر اساس آزمایش (mm)	جابه‌جایی سوراخ انتهایی بر اساس مدل (mm)	خطای پیش‌بینی مدل (mm)
۱	۱۰۰۱	-۸.۳	-۹.۲	-۰.۹
۲	۱۳۵۹	-۶.۹	-۸	-۱.۱
۳	۱۲۵۸	-۶.۵	-۷.۲	-۰.۷
۴	۸۹۲	-۷.۲	-۵.۷	۱.۵
۵	۱۰۹۰	-۶.۵	-۵.۸	۰.۷
۶	۹۷۵	-۶.۱	-۴.۹	۱.۲
۷	۰	۰.۱	۰	-۰.۱
۸	۰	۰.۲	۰	-۰.۲
۹	۰	-۰.۳	۰	۰.۳
۱۰	۸۶۸	-۴.۳	-۳.۶	۰.۷
۱۱	۶۳۴	-۲.۹	-۲	۰.۹
۱۲	۲۹۹	-۲	-۰.۷	۱.۳
۱۳	۲۷۸۳	-۱۳.۶	-۱۳.۱	۰.۵
۱۴	۳۰۲۴	-۱۱.۴	-۱۰.۸	۰.۶
۱۵	۲۹۸۳	-۱۰.۲	-۹.۸	۰.۴

بر اساس نتایج مدل (جدول ۲)، دامنه‌ی جابه‌جایی موقعیت سوراخ در فاصله‌ی صفر تا $13/1$ میلی‌متر محاسبه شد که از توافق خوبی با دامنه‌ی جابه‌جایی حاصل از آزمایش (بین $0/2$ تا $13/6$ میلی‌متر) برخوردار است. بیش‌ترین و جذر متوسط مربع^۱ خطای موجود بین نتایج مدل و آزمایش به ترتیب برابر با $0/75$ و $1/5$ میلی‌متر به دست آمدند.

۵- بحث و نتیجه‌گیری

استفاده از روش فری‌هند و استفاده از فیکسچرهایی که به قسمت ابتدایی میله بسته می‌شوند، دو روش رایج برای یافتن موقعیت سوراخ انتهایی میله در عمل میله‌گذاری درون

^۲ Navigation

^۱ Root Mean Square (Rms)

۷- مراجع

- [1] R. A. Winqvist, S. T. Hansen, D. K. Clawson, Closed intramedullary nailing of femoral fractures. A report of five hundred and twenty cases, *J Bone Joint Surg Am*, Vol. 66, No. 4, pp. 529-539, 1984 .
- [2] C. Krettek, J. Mannß, T. Miclau, P. Schandelmaier , I. Linnemann, H. Tscherne, Deformation of femoral nails with intramedullary insertion, *Journal of orthopaedic research*, Vol. 16, No. 5, pp. 572-575, 1998 .
- [3] I. Sugarman, I. Adam, T. Bunker, Radiation dosage during AO locking femoral nailing, *Injury* ,Vol. 19, No. 5, pp. 336-338, 1988 .
- [4] V. Uruc, R. Ozden, Y. Dogramacı, A. Kalacı, B. Dikmen, O. S. Yıldız, E. Yengil, The comparison of freehand fluoroscopic guidance and electromagnetic navigation for distal locking of intramedullary implants, *Injury* ,Vol. 44, No. 6, pp. 863-866, 2013 .
- [5] G. Whatling, L. Nokes, Literature review of current techniques for the insertion of distal screws into intramedullary locking nails, *Injury*, Vol. 37, No. 2, pp. 109-119, 2006 .
- [6] I. Stathopoulos, P. Karampinas, D.-S. Evangelopoulos, K. Lampropoulou-Adamidou, J. Vlamis, Radiation-free distal locking of intramedullary nails: Evaluation of a new electromagnetic computer-assisted guidance system, *Injury*, Vol. 44, No. 6, pp. 872-875, 2013 .
- [7] Y. Arlettaz, A. Dominguez, A. Farron, M. Ehlinger, B. K. Moor, Distal Locking of Femoral Nails: Evaluation of a New Radiation-Independent Targeting System, *Journal of orthopaedic trauma*, Vol. 26, No. 11, pp. 633-637, 2012 .
- [8] L. Joskowicz, C. Milgrom, A. Simkin, L. Tockus, Z. Yaniv, FRACAS: a system for computer-aided image-guided long bone fracture surgery, *Computer Aided Surgery*, Vol. 3, No. 6, pp. 271-288, 1998 .
- [9] S. Malek, R. Phillips, A. Mohsen, W. Viant, M. Bielby, K. Sherman, Computer assisted orthopaedic surgical system for insertion of distal locking screws in intra- medullary nails: a valid and reliable navigation system, *The international journal of medical robotics and computer assisted surgery*, Vol. 1, No. 4, pp. 34-44, 2005 .
- [10] S. Tyropoulos, C. Gernavos, A new distal targeting device for closed interlocking nailing, *Injury*, Vol. 32, No. 9, pp. 732-735, 2001 .
- [11] S. Boraiah, J. U. Barker, D. Lorich, Efficacy of an aiming device for the placement of distal interlocking screws in trochanteric fixation nailing, *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, Vol. 129, No. 9, pp. 1177-1182, 2009 .
- [12] T. Leloup, W. El Kazzi, F. Schuind, N. Warzee, A novel technique for distal locking of intramedullary nail based on two non-constrained fluoroscopic images and navigation, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 27, No. 9, pp. 1202-1212, 2008 .

رزولوشن تصاویر رادیوگرافی و نیز احتمال ورود میله به ناحیه‌ی پلاستیک در اثر تغییر شکل زیاد و یا ضربه‌های وارده در فرایند عمل جراحی اشاره کرد. با توجه به لهیده شدن استخوان در محل‌های تماس با میله، تشخیص محل دقیق تماس برای اعمال نیروی نقطه‌ای با خطا همراه خواهد بود که می‌تواند الگوی تغییر شکل میله و به دنبال آن فرایند انطباق مدل سه‌بعدی تغییر شکل یافته با تصویر صفحه‌ی کناری را اندکی تحت تاثیر قرار دهد. از سوی دیگر، دقت و رزولوشن تصاویر فلوروسکوپی باعث وجود خطا در تشخیص مرزهای میله در تصویر دوبعدی و به دنبال آن خطا در فرایند بهینه‌سازی انطباق می‌گردد. هر چه دقت دستگاه تصویربرداری بالاتر باشد، این میزان خطا کم‌تر خواهد بود.

هم‌چنین با توجه به این‌که میله توسط معادلات تیر اویلر-برنولی شبیه‌سازی شده است، در صورتی که تنش‌های ایجاد شده در میله از حد تنش تسلیم آن فراتر رود، شبیه‌سازی مدل اویلر-برنولی با خطا مواجه خواهد شد. هرچند بر اساس مطالعات پیشین [۱۹] وقوع چنین شرایطی نادر است، به نظر می‌رسد که در آزمایش‌های انجام شده، در یک مورد (آزمایش شماره‌ی ۱۳) میله با توجه به نیروهای بزرگ وارده و تغییر شکل بالای حاصله دچار تغییر شکل پلاستیک شده است که این امر می‌تواند بالاتر بودن خطای تعیین موقعیت در این نمونه را توضیح دهد. هم‌چنین، شایان توجه است که در این مطالعه، نتایج آزمایشگاهی به عنوان معیار مقایسه و ارزیابی خطای پیش‌بینی مدل (استاندارد طلایی) در نظر گرفته شدند. اما چنان‌که نتایج آزمایش‌های ۷ تا ۹ در جدول (۲) نشان می‌دهند، این نتایج خود در اندازه‌گیری جابه‌جایی سوارخ انتهایی در معرض خطاهای جزئی (از مرتبه‌ی دهم میلی‌متر) ناشی از عدم تشخیص دقیق مرز میله از روی تصویر دوبعدی قرار دارند.

در روش ارائه شده در این پژوهش از تصویر دوبعدی از صفحه‌ی کناری به عنوان ورودی مدل استفاده شد. در عمل، تهیه‌ی تصویر در صفحه‌ی کناری از دقت بالایی برخوردار نخواهد بود. لذا برای کاربردی کردن روش پیشنهادی لازم است فرض در اختیار داشتن تصویر از صفحه‌ی کناری در نظر گرفته نشود که در پژوهش‌های آتی در دستور کار قرار خواهد گرفت.

۶- سپاس‌گزاری

از شرکت ابزار پزشکی اسوه آسیا برای تامین میله‌های درون استخوانی و از پرسنل اتاق عمل بیمارستان حضرت رسول اکرم برای هم‌کاری در انجام آزمایش‌های این پژوهش صمیمانه تشکر می‌نماییم.

- [21] X.-Y. Su, Z. Zhao, J.-X. Zhao, L.-C. Zhang, A.-H. Long, L.-H. Zhang, P.-F. Tang, Three-Dimensional Analysis of the Curvature of the Femoral Canal in 426 Chinese Femurs, *BioMed Research International*, Vol. 2015, ۲۰۱۵.
- [22] N. Chantarapanich, K. Sitthiseripratip, B. Mahaisavariya, M. Wongcumchang, P. Siribodhi, 3D geometrical assessment of femoral curvature: a reverse engineering technique, *Journal of the Medical Association of Thailand*, Vol. 91, No. 9, pp. 1377, ۲۰۰۸.
- [23] B. Moor, M. Ehlinger, Y. Arlettaz, Distal locking of femoral nails. Mathematical analysis of the appropriate targeting range, *Orthopaedics & traumatology, surgery & research: OTSR*, Vol. 98, No. 1, pp. 85, 2012.
- [24] K. A. Egol, E. Y. Chang, J. Cvitkovic, F. J. Kummer, K. J. Koval, Mismatch of current intramedullary nails with the anterior bow of the femur, *Journal of Orthopaedic Trauma*, Vol. 18, No. 7, pp. 410-415, 2004.
- [25] W. L. Buford Jr, B. J. Turnbow, Z. Gugala, R. W. Lindsey, Three-dimensional computed tomography-based modeling of sagittal cadaveric femoral bowing and implications for intramedullary nailing, *Journal of orthopaedic trauma*, Vol. 28, No. 1, pp. 10-16, 2014.
- [26] F. A. Mourtada, T. J. Beck, D. L. Hauser, C. B. Ruff, G. Bao, Curved beam model of the proximal femur for estimating stress using dual-energy x-ray absorptiometry derived structural geometry, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 14, No. 3, pp. 483-492, 1996.
- [27] P. J. Besl, N. D. McKay, Method for registration of 3-D shapes, in *Proceeding of, International Society for Optics and Photonics*, pp. 586-607.
- [28] S. Du, N. Zheng, G. Meng, Z. Yuan, Affine registration of point sets using ICP and ICA, *IEEE Signal Processing Letters*, Vol. 15, pp. 689-692, 2008.
- [13] G. Zheng, X. Zhang, D. Haschtmann, P. Gédet, X. Dong, L.-P. Nolte, A robust and accurate two-stage approach for automatic recovery of distal locking holes in computer-assisted intramedullary nailing of femoral shaft fractures, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 27, No. 2, pp. 171-187, 2008.
- [14] G. Zheng, X. Zhang, A novel parameter decomposition based optimization approach for automatic pose estimation of distal locking holes from single calibrated fluoroscopic image, *Pattern Recognition Letters*, Vol. 30, No. 9, pp. 838-847, 2009.
- [15] W. Viant, R. Phillips, J. Griffiths, T. Ozanian, A. Mohsen, T. Cain, M. Karpinske, K. Sherman, A computer assisted orthopaedic surgical system for distal locking of intramedullary nails, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 211, No. 4, pp. 293-300, 1997.
- [16] Y. Zhu, R. Phillips, J. G. Griffiths, W. Viant, A. Mohsen, M. Bielby, Recovery of distal hole axis in intramedullary nail trajectory planning, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 216, No. 5, pp. 323-332, 2002.
- [17] L. J. Z. Yaniv, Precise Robot-Assisted Guide Positioning for Distal Locking of Intramedullary Nails, *IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING*, Vol. 24, No. 5, pp. 624-635, 2005.
- [18] T. Leloup, W. Kazzi, O. Debeir, F. Schuind, N. Warzée, Automatic fluoroscopic image calibration for traumatology intervention guidance, in *Proceeding of, IEEE*, pp. 374-377.
- [19] J. Mortazavi, F. Farahmand, S. Behzadipour, A. Yeganeh, M. Aghighi, A Patient Specific Finite Element Simulation of Intramedullary Nailing to Predict the Displacement of the Distal Locking Hole, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 55, pp. 34-42, 2018.
- [20] W. Bruns, M. Bruce, G. Prescott, N. Maffulli, Temporal trends in femoral curvature and length in medieval and modern Scotland, *American journal of physical anthropology*, Vol. 119, No. 3, pp. 224-230, 2002.