

ارزیابی تجربی ساختار شش ضلعی منتظم متخلخل در عمل‌های ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی

*سید عارف حسینی فرادنبه، **دکتر نیما جمشیدی

«دانشگاه اصفهان»

خلاصه

پیش‌زمینه: یکی از مهم‌ترین چالش‌های بعد از عمل جراحی ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی، تمرکز تنش در ناحیه تماس میان سیمان استخوانی و استخوان اسفنجی است که باعث ایجاد درد، مرگ سلولی و تداوم شکست‌های میکروسکوپی می‌گردد. در این مطالعه روش جدید درمان مهره با ساختار شش ضلعی منتظم متخلخل ارائه گردید و رفتار مکانیکی مهره درمان شده با این ساختار با مهره‌های درمان شده به روش‌های ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی مقایسه گردید.

مواد و روش‌ها: تعداد ۱۰ مهره گوسفندی در پنج گروه دوتایی شامل مهره سالم، ورتبروپلاستی، کایفوپلاستی و مهره درمان شده با ساختار شش ضلعی فولادی و برنجی تهیه شد. مقایسه رفتار مکانیکی مهره درمان شده با ساختار شش ضلعی با مهره‌های درمان شده به روش‌های ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی تحت بارگذاری استاتیکی توسط دستگاه آزمون مکانیکی صورت پذیرفت.

یافته‌ها: میزان جابجایی مهره با ساختار شش ضلعی منتظم متخلخل، تا قبل از رسیدن به استحکام نهایی (۳/۵-۴/۵ کیلونیوتون)، ۶-۵/۵ میلی‌متر بود. میزان جابجایی برای مهره درمان شده با ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی ۳-۲/۵ میلی‌متر بود. در مهره درمان شده با ساختار شش ضلعی منتظم متخلخل در مقایسه با نمونه‌های ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی بهبود رفتار مکانیکی مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: افزایش چقرمگی مهره درمان شده با ساختار شش ضلعی، منجر به کاهش تنش در صفحات انتهایی مهره و کاهش فشار درون دیسک بین مهره‌ای می‌شود و خطر بروز شکست در مهره‌های مجاور را کاهش می‌دهد.
واژه‌های کلیدی: ورتبروپلاستی، کایفوپلاستی، ستون فقرات، استیل

دریافت مقاله: ۴ ماه قبل از چاپ؛ مراحل اصلاح و بازنگری: ۲ بار؛ پذیرش مقاله: ۱ ماه قبل از چاپ

The Experimental Assessment of Hexagonal Porous Structure in Vertebroplasty and Kyphoplasty

*Seyed Aref Hosseini Faradonbeh, **Nima Jamshidi, Ph.D

Abstract

Background: One of the most important challenges after vertebroplasty (VP) and kyphoplasty (KP) is the stress concentration at the junction of bone and cement which would cause not only pain, but also new microfractures or osteonecrosis. We would like to present a new concept of using hexagonal porous structure. This model is tested biomechanically in comparison with vertebrae treated with VP and KP.

Methods: Ten Ovine vertebrae were divided into 5 groups - 2 in each group: the groups included normal vertebrae, VP, KP and vertebrae treated by hexagonal porous structure as metal pearls (steel or brass). These vertebrae were all put under mechanical static pressure. The displacement and yield points were compared in the 5 groups.

Results: The hexagonal metal treated vertebrae showed a displacement of 5.5-6 mm before reaching the ultimate strength of 3.5-4.5 KN. This displacement for VP and KP was 2.5-3 mm. The improvement of mechanical behavior was observed in vertebrae treated by hexagonal metal pearls compared to those treated by the VP and KP.

Conclusions: The toughness of vertebrae by hexagonal metal pearl treatment increases and this will reduce the stress in vertebral end plates and interdiscal pressure. This would reduce the chance of fracture in the adjacent vertebrae.

Keyword: Vertebroplasty; Kyphoplasty; Spine; Steel

Received: 4 months before printing ; Accepted: 1 month before printing

*Master Student of Biomedical Engineering, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, IRAN.

**Biomedical Engineer, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, IRAN.

Corresponding author: Nima Jamshidi, Ph.D

Unit 218, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, HezarJerib St., Isfahan-Iran.

E-mail: n.jamshidi@eng.ui.ac.ir

مقدمه

پوکی استخوان دلیل بروز شکست‌های استخوانی در قسمت‌های مختلف سیستم اسکلتی به‌ویژه در مهره‌های کمری است. یکی از مهم‌ترین نقاطی که تحت تأثیر شکست ناشی از پوکی استخوان قرار می‌گیرد ناحیه میانی ستون مهره‌ها یعنی مابین دو قسمت صدری و کمری است. تزریق سیمان استخوانی به درون مهره، درمان متداول در این زمینه می‌باشد^(۱،۲).

بر اساس مطالعه «پولیکت»^۱ و همکاران^(۳)، استحکام مهره بعد از تزریق سیمان استخوانی بهبود می‌یابد، اما تزریق سیمان استخوانی به مهره عدم وقوع شکست‌های آتی را تضمین نمی‌کند. همچنین تزریق سیمان استخوانی منجر به افزایش فشار درون دیسک‌های مجاور شده و موجب افزایش انحنای در صفحات انتهایی مهره‌های مجاور می‌گردد. بنابراین تزریق سیمان استخوانی خطر بروز شکست در مهره‌های مجاور را افزایش می‌دهد. «ویلکاکس»^۲، عوامل اصلی تأثیرگذار بر نتیجه عمل بعد از ورتبروپلاستی^۳ و کایفوپلاستی^۴ را در سه دسته تقسیم‌بندی کرد: (۱) حجم سیمان و خواص مکانیکی آن، (۲) ویژگی‌های تماسی بین ساختار استخوان اسفنجی و توده سیمان، (۳) ویژگی‌های فیزیکی و آناتومیکی ستون فقرات^(۴). نتایج آزمایش‌های عملی و مدل‌سازی‌ها نشان داد که افزایش در حجم سیمان منجر به افزایش استحکام و چقرمگی مهره می‌گردد. تعامل میان استخوان توده سیمان در میزان استحکام طولانی مدت موثر است. «کلر»^۵ و همکاران نشان دادند که تزریق سیمان استخوانی توزیع تنش درون مهره درمان شده و مهره‌های مجاور را تحت تأثیر قرار می‌دهد^(۵). «رولمن»^۶ و همکاران در یک بررسی دریافتند که گوه‌ای شکل‌شدن مهره موجب جابه‌جایی مرکز جرم بالاتنه می‌گردد^(۶). این جابه‌جایی بعد از عمل کایفوپلاستی به‌طور نسبی جبران می‌شود، اما موجب افزایش فشار درون دیسک و افزایش تنش فون میز در صفحات انتهایی می‌گردد.

طبق بررسی «لیانگ»^۷ و همکاران، اگر توزیع سیمان در ناحیه شکست درون مهره به درستی صورت نگیرد، به احتمال زیاد بعد از عمل، درد از بین نخواهد رفت^(۷). عدم توزیع کافی سیمان درون مهره می‌تواند بروز شکست‌های بیشتر درون مهره را رقم زند. لذا توزیع متقارن سیمان می‌تواند الگویی بهینه برای تزریق سیمان استخوانی باشد. تأثیر هندسه نیز بر توزیع تنش در صفحات انتهایی بسیار مشهود است. از نظر بالینی کایفوپلاستی بر ورتبروپلاستی برتری دارد زیرا باعث کاهش توزیع تنش در صفحات انتهایی می‌گردد. «تشرهارت»^۸ و همکاران^(۸) اظهار نمودند انتخاب ورتبروپلاستی به‌عنوان یک روش درمانی، بایستی به درستی صورت گیرد. هنگامی که یک مهره به شدت دچار شکست می‌شود، تزریق سیمان استخوانی به آن ممکن است راه‌حل مناسبی نباشد و باعث افزایش شکست و نشت سیمان به اطراف شده و مشکلات دیگری ایجاد نماید. به همین دلیل در برخی موارد انتخاب ورتبروپلاستی به‌عنوان یک روش درمانی بایستی مورد بازبینی قرار گیرد. «زو»^۹ و همکاران^(۹) نیز تأکید کردند که انتخاب روش ورتبروپلاستی جهت درمان بایستی به‌درستی صورت پذیرد. اگر مهره‌ای دچار شکست شدید شده باشد، تزریق سیمان می‌تواند منجر به فروپاشی و نشت سیمان استخوانی به اطراف شود.

دسته‌بندی ویژگی‌های آزمایش‌های عملی صورت گرفته بین سال‌های ۲۰۰۷ و ۲۰۱۴ بر روی مهره‌هایی که تحت تزریق سیمان استخوانی قرار گرفته‌اند، برای دست یافتن به‌روش جامع برای انجام آزمایش ضروری است. این ویژگی‌ها شامل تعداد نمونه، نحوه بارگذاری، سن اهداکننده و حجم سیمان تزریق شده است. کمترین تعداد نمونه مربوط به بررسی «ویجایاتونگا»^{۱۰} و همکاران^(۳) با ۲ مهره و بیشترین تعداد نمونه مربوط به «کینزل»^{۱۱} و همکاران^(۱۰) با ۴۱ مهره است. سن اهدا کنندگان گستره‌ای بین ۴۷ تا ۹۰ سال دارد. نوع بارگذاری در تمامی موارد به‌صورت محوری بوده و تست فشار استاتیک صورت گرفته است^(۱۷-۲۰).

1. Polikeit
2. Wilcox
3. Vertebroplasty
4. Kyphoplasty
5. Keller
6. Rohlmann

7. Liang
8. Tschirhart
9. Xu
10. Wijayathunga
11. Kinzl

در اینجا مسئله پیش رو تعبیه ساختاری است که بتواند خواص مکانیکی مهره را احیا کند و تا حد امکان سیمان استخوانی کمتری مصرف نماید تا ساختار نهایی مهره شباهت بیشتری به یک مهره سالم داشته باشد. در این مطالعه چپش مهره‌های فولادی و برنجی به درون بدنه مهره، با الگویی منظم و با کمترین میزان سیمان استخوانی به منظور بررسی میزان بهبود رفتار مکانیکی مهره صورت پذیرفت. تنها اندکی سیمان استخوانی جهت مسدود نمودن مجرا پس از چپش مهره‌ها استفاده شد. بارگذاری نیز استاتیکی بود و ترسیم نمودار نیرو-جابه‌جایی جهت مقایسه میزان جابه‌جایی تا پیش از رسیدن به استحکام نهایی مدنظر قرار گرفت^(۱). از سویی تعبیه داربستی متخلخل در بدنه مهره، اجازه شکل‌گیری سلول‌ها، رشد بافت استخوانی، انتقال فاکتورهای رشد، تغذیه سلولی و نهایتاً بازآفرینی خواص مکانیکی مهره به نحوی که مشابهت بیشتری با یک مهره سالم داشته باشد را ممکن می‌سازد. در این میان ساختار شش ضلعی می‌تواند ساختاری بهینه با نسبت جرم/حجم پایین جهت ایجاد پایداری موردنظر باشد. در این پژوهش ساختار شش ضلعی منظم به‌عنوان داربستی متخلخل جهت جایگزینی توده صلب سیمان، بهبود توزیع تنش در مهره و رفع اثرات جانبی ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی، از طریق آزمایش عملی مورد بررسی قرار گرفت.

مواد و روش‌ها

آزمایش عملی

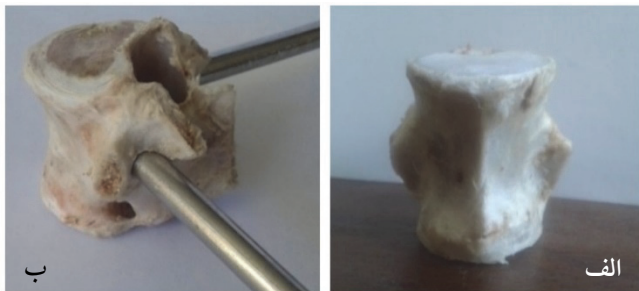
باتوجه به این که ساختار متشکل از سیمان استخوانی، استخوان اسفنجی و دیواره متراکم مهره، مرکب از چند جنس با مدول الاستیسیته متفاوت و رفتار مکانیکی متفاوت بوده و سطح مقطع مهره متغیر است، لذا مطابق با روش ارائه شده توسط «کیونی»^۷ و همکاران^(۲۰)، بررسی رفتار مکانیکی نمونه‌ها با ترسیم نمودار نیرو-جابه‌جایی صورت می‌گیرد. در این مطالعه از مهره گوسفندی برای انجام آزمایش‌ها استفاده شد. جهت افزایش اعتبار نتایج، آزمایش مربوط به هر عمل، دو بار انجام شد و

حجم سیمان تزریق شده بر حسب میلی‌لیتر یا درصد حجمی از کل مهره بیان شده است. «ویجایاتونگا» و همکاران^(۱۳)، حجم سیمان تزریقی را بین ۱۰/۵-۳/۸ میلی‌لیتر عنوان نمودند؛ در حالی که «کینزل» و همکاران^(۱۰)، حجم سیمان تزریقی را ۶-۱/۹ میلی‌لیتر دانستند. «ژائو»^۱ و همکاران^(۱۱) در یک مطالعه در سال ۲۰۰۹، نمونه‌ها را به سه دسته شامل تعداد ۵، ۶ و ۷ مهر تقسیم کردند که درصد حجمی سیمان تزریق شده درون مهره به ترتیب ۰/۱۰، ۰/۵۰ و ۰/۱۰۰ درصد حجمی سیمان تزریق شده توسط «ویجایاتونگا» و همکاران^(۲)، «شائی»^۲ و همکاران^(۱۵) و «ماتسورا»^۳ و همکاران^(۱۶) به ترتیب ۲۰٪، ۳۵٪ و ۲۵٪ درصد حجم کل مهره بود. این در حالی است که در مطالعات «ژائو» و همکاران^(۱۲)، «کینزل» و همکاران^(۱۴) و «لو»^۴ همکاران^(۱۷) به حجم سیمان استخوانی مورد استفاده، اشاره نشده بود. در مطالعه مشابه توسط «شمولز»^۵ و همکاران^(۱۸)، از مخلوط سیمان استخوانی و مهره‌های فلزی با ابعاد و هندسه‌های متفاوت شامل مهره شش ضلعی جهت پرکردن فضای داخلی مهره استفاده شد. مخلوط کردن سیمان استخوانی و مهره‌های فلزی و سپس تزریق مخلوط حاصل به درون بدنه مهره، ساختاری از سیمان و مهره‌های فلزی با چپش تصادفی و آمیخته با سیمان ایجاد نمود. نتایج نشان داد که در بارگذاری دینامیکی، تفاوت زیادی از لحاظ دامنه حرکتی مهره با ورتبروپلاستی مشاهده نگردید. «کتلر»^۶ و همکاران^(۱۹)، از مهره‌های تیتانیومی گرد همراه با یک نگهدارنده و بدون الگوی چپش منظم، جهت پر کردن فضای داخل مهره استفاده نموده و نتایج بارگذاری دینامیکی را با مهره درمان شده به روش ورتبروپلاستی مقایسه کردند و دریافتند که ارتفاع بازبایی شده مهره بعد از بارگذاری‌های متناوب، در مهره درمان شده با مهره‌های تیتانیومی نسبت به ورتبروپلاستی بیشتر حفظ گردید^(۱).

1. Zhao
2. Chae
3. Matsuura
4. Lu
5. Schmoelz
6. Kettler

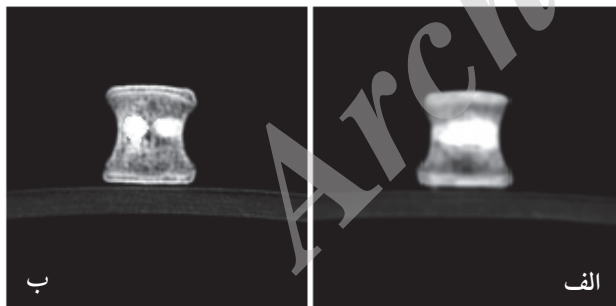
7. Keaveny

انجام شد که دقیقاً از ناحیه مذکور عبور کرده و از ایجاد آسیب‌های جانبی پرهیز گردد. سپس سوزن‌های مخصوص جهت تزریق سیمان استخوانی به درون مهره وارد شد. طبق روش انجام شده توسط «ویجایاتونگا» و همکاران^(۲)، ۴ دقیقه بعد از مخلوط کردن سیمان استخوانی پلی‌متیل متاکریلات، حجم مورد نظر سیمان استخوانی (۲۰٪ حجم مهره) به درون مهره تزریق شد (شکل ۱).



شکل ۱. الف) نمونه مهره گوسفندی که بافت نرم آن به همراه زوائد استخوانی برداشته شده است، ب) تزریق سیمان استخوانی به درون مهره

به منظور بررسی نحوه توزیع سیمان درون مهره‌ها بعد از تزریق سیمان استخوانی تصاویر سی‌تی‌اسکن از مهره تهیه شد (شکل ۲).



شکل ۲. تصویر سی‌تی‌اسکن مهره، الف) در ورتبروپلاستی، ب) در کایفوپلاستی

تعبیه ساختار شش ضلعی منتظم متخلخل

جهت آزمودن میزان استحکام ساختار شش ضلعی منتظم متخلخل، ابتدا این ساختار درون مهره تعبیه شد. برای این کار همانند روش کایفوپلاستی، ابتدا فضایی معادل ۲۰٪ حجمی از

نمودار نهایی به صورت میانگین مقادیر دو آزمایش ترسیم گردید. میزان سیمان استخوانی استفاده شده در دو عمل ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی یکسان و مطابق با روش «ویجایاتونگا» و همکاران^(۲)، معادل ۲۰٪ حجم مهره بود. نمونه‌ها از مهره اول ناحیه کمری با ابعاد یکسان انتخاب شدند. دسته‌بندی نمونه‌ها شامل مهره سالم، ورتبروپلاستی، کایفوپلاستی، مهره با ساختار شش ضلعی فولادی و برنجی بود. تعداد نمونه برای هر کدام ۲ عدد، نوع بارگذاری استاتیک و محوری، و نرخ بارگذاری ۰/۵ میلی‌متر بر دقیقه بود.

آماده‌سازی نمونه

نمونه‌ها به صورت تازه تهیه شدند و برای آماده‌سازی، تمامی زوائد مهره به همراه بافت نرم از جمله لیگامنت‌ها و دیسک بین مهره‌ای برداشته شد و تنها یک تک مهره مجزا باقی ماند. برداشتن بافت نرم با دقت صورت گرفت تا آسیبی به پوسته مهره وارد نشود. نمونه‌ها در سرم فیزیولوژیک (محلول سدیم کلراید ۰/۹٪) نگهداری شدند. نگهداری در سرم فیزیولوژیک سبب می‌شود که خواص مکانیکی مهره تا حد امکان حفظ شود و این امر برای دقت و صحت نتایج تست مکانیکی اهمیت دارد.

ایجاد آسیب در مهره

طبق روش انجام شده توسط «کتلر» و همکاران^(۱۹)، ایجاد آسیب در مهره به منظور انطباق مهره با حالت واقعی مهره‌ای که دچار پوکی استخوان است، ضروری است. به همین منظور شکافی به عرض ۱ میلی‌متر در دیواره جلویی مهره به وسیله اهر در صفحه افقی به عمق ۵ میلی‌متر، جهت شبیه‌سازی حالت گوه‌ای شکل مهره آسیب دیده از پوکی استخوان ایجاد گردید.

تزریق سیمان استخوانی

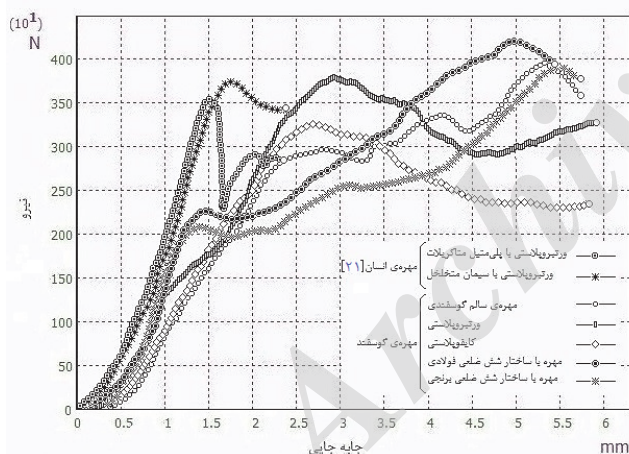
طبق روش انجام شده توسط «بوگر»^(۲۱) و همکاران^(۲۱)، برای تزریق سیمان استخوانی دو سوراخ به قطر ۴ میلی‌متر در ناحیه جانبی مهره ایجاد شد. دریل کاری براساس آناتومی مهره به شیوه‌ای



شکل ۴. بارگذاری بر روی نمونه توسط دستگاه (تست فشار).

یافته‌ها

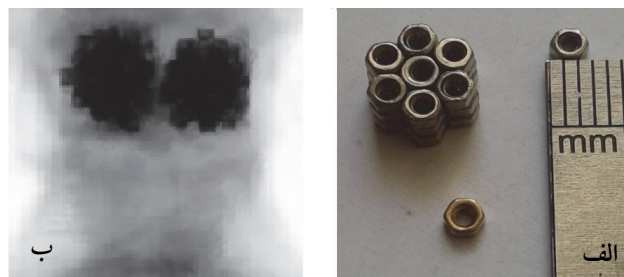
به منظور مقایسه رفتار مکانیکی ساختارهای گوناگون، نتایج آزمایش‌های عملی به صورت نمودار نیرو - جابه‌جایی و براساس میانگین مقادیر دو نمونه برای هر آزمایش، ترسیم گردید (شکل ۵). در این نمودار، بروز شکست تدریجی در ساختار استخوان مهره گوسفندی سالم ملاحظه می‌گردد.



شکل ۵. نمودارهای نیرو- جابه‌جایی

میزان شکست تا گوه‌ای شکل شدن مهره و فروپاشی دیواره جلویی مهره ادامه می‌یابد و این فروپاشی در حدود ۵ تا ۶ میلی‌متر برای مهره با دیواره جلویی به ارتفاع ۲ سانتی‌متر رخ خواهد داد. دامنه جابه‌جایی برای مهره تا قبل از فروپاشی دیواره جلویی ۵/۵ میلی‌متر است. رفتار مکانیکی مهره سالم به‌عنوان معیاری برای بررسی عملکرد سایر نمونه‌ها حائز اهمیت است.

دو طرف مهره^۱ درون بدنه مهره ایجاد گردید. سپس مهره‌های برنجی و فولادی با الگوی چینش منظم (شکل ۳) به صورت دستی و با استفاده از پنس، درون بدنه مهره چیده شدند. چینش مهره‌های شش‌ضلعی در کنار و روی هم در درون مهره به‌گونه‌ای است که تا حد ممکن ساختار منظمی ایجاد شود. جهت انطباق میزان تهاجمی بودن روش جدید ارائه شده با ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی - که از نظر ایجاد آسیب در رده جراحی‌های کم‌تهاجمی^۲ دسته‌بندی می‌گردند- دسترسی به درون مهره از ناحیه پدیکل مهره صورت گرفت تا هیچ‌گونه آسیبی به مهره وارد نگردد. پس از چیدن مهره‌های فلزی و پر شدن فضای تعبیه شده درون مهره، میزان کمی سیمان استخوانی نیز جهت مسدود نمودن مجرا استفاده شد. به دلیل فضای محدود، جهت دسترسی به درون مهره از این ناحیه، وجود اندکی فضای پر نشده میان ساختار شش‌ضلعی و استخوان اسفنجی اجتناب‌ناپذیر است. تأثیر این مورد نیز در نمودارها مشهود بود. پس از چینش ساختار به روش جدید، پرتونگاری جهت ارزیابی نحوه چینش ساختار تهیه انجام شد^(۴،۵).



شکل ۳. الف) اندازه و الگوی چینش مهره‌های مورد استفاده درون بدنه مهره، ب) تصویر پرتونگاری ساختار ایجاد شده درون مهره

انجام تست فشار

انجام تست فشار توسط دستگاه تست مکانیکی SANTAM مدل STM-150 (ساخت ایران) صورت پذیرفت (شکل ۴). بارگذاری استاتیک و محوری، و نرخ بارگذاری ۰/۵ میلی‌متر بر دقیقه بود.

1. Bipedicular
2. Minimally invasive

مشاهده است. نمودارهای مربوط به ساختار شش ضلعی منتظم تعبیه شده درون مهره با جنس‌های متفاوت بیانگر دو نکته مهم است:

۱) مهره درمان شده با ساختار شش ضلعی منتظم متخلخل در مقایسه با ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی در قبال اعمال نیرو، جابه‌جایی خوبی را تا قبل از رسیدن به استحکام نهایی از خود نشان می‌دهند.

۲) در نمودارهای مربوط به ساختار از جنس فولاد و برنج، تأثیر تنوع جنس ساختار (برنج یا فولاد) در افزایش دامنه جابه‌جایی‌ها و استحکام نهایی کمتر مشهود است که این بیانگر تأثیر بیشتر شکل ساختار نسبت به جنس آن در بهبود توزیع تنش است.

بحث

مهم‌ترین عامل در پیش‌بینی وقوع شکست‌های آتی در مهره‌های مجاور، بررسی میزان افزایش تنش در صفحات انتهایی است. از آنجا که بهبود توزیع تنش درون مهره در کاهش تنش در صفحات انتهایی موثر است، می‌توان نتیجه گرفت که مهره درمان شده با ساختارهای شش ضلعی متخلخل با تنش کمتری در صفحات انتهایی مواجه خواهد شد. با مقایسه نمودارهای مربوط به ساختار شش ضلعی منتظم متخلخل می‌توان دریافت که میزان جابه‌جایی در این نمونه‌ها در گستره صفر تا ۵ میلی‌متر در مقایسه با ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی بیشتر است که این به معنای بهبود توزیع تنش در ساختار متشکل از ایمپلنت‌های شش ضلعی به همراه استخوان اسفنجی است که در قیاس با ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی احتمال بروز شکست‌های آتی را چه در مهره و چه در صفحات انتهایی کاهش می‌دهد. کاهش تنش در صفحات انتهایی مهره منجر به کاهش فشار درون دیسک شده و میزان فرورفتگی در صفحات انتهایی مجاور کاهش می‌یابد. این خود عامل مهمی در جلوگیری از بروز شکست در مهره‌های مجاور است. افزایش بیشتر جابه‌جایی پیش از شکست در مهره بیانگر آن است که مساحت زیر نمودار نیرو جابه‌جایی، که معرف میزان چقرمگی مهره است، بیشتر خواهد

نمودار مربوط به مهره‌ای که تحت عمل کایفوپلاستی قرار گرفت، شکل منظم‌تر نسبت به مهره بدون تزریق سیمان را نشان می‌دهد که بیانگر تغییر در توزیع تنش درون مهره است. لذا تأثیر عمل کایفوپلاستی در تغییر رفتار ساختار جهت تحمل نیرو قابل مشاهده است.

نمودار مربوط به مهره‌ای که تحت عمل ورتبروپلاستی قرار گرفته نیز، شکل منظم‌تری نسبت به مهره بدون تزریق سیمان دارد. در مورد مهره تحت عمل ورتبروپلاستی شیب نمودار نیرو-جابه‌جایی تا رسیدن به استحکام نهایی تقریباً خطی مستقیم است و دلیل آن این است که در عمل ورتبروپلاستی سیمان استخوانی اکثر فضای متخلخل درون مهره را پر می‌کند و مهره ساختاری تقریباً صلب به خود می‌گیرد. لذا نمودار نیرو جابه‌جایی دارای شیب تند یکنواخت بوده و به نمودار ماده صلب نزدیک است. دامنه جابه‌جایی‌ها تا قبل از رسیدن به استحکام نهایی برای ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی بین ۲/۵ تا ۳ میلی‌متر است. میزان استحکام نهایی نیز در گستره ۳ تا ۴ کیلو نیوتون قرار دارد. استحکام نهایی مهره تحت عمل ورتبروپلاستی نسبت به مهره تحت عمل کایفوپلاستی بیشتر است که این دلیل بروز شکست در مهره‌های مجاور مهره درمان شده به دلیل افزایش تنش درون دیسک بین مهره‌ای و متعاقباً افزایش تنش و فرورفتگی در صفحات انتهایی مهره‌های مجاور است.^(۳)

نتایج بررسی «بوگر» و همکاران^(۲۱) بر روی مهره انسان تحت عمل ورتبروپلاستی با سیمان استخوانی پلی‌متیل متاکریلات به‌عنوان سیمان رایج و ترکیب پلی‌متیل متاکریلات و سدیم هیولورونات (۳۵٪)، تحت عنوان سیمان با مدول یانگ پایین (سیمان متخلخل) به‌صورت مقایسه‌ای در شکل ۵ آورده شده است.

در نمودارهای مربوط به ساختارهای متخلخل تعبیه شده درون مهره، دامنه جابه‌جایی‌ها تا قبل از رسیدن به استحکام نهایی بین ۵ تا ۵/۵ میلی‌متر بوده و حد استحکام نهایی در گستره ۳/۵ تا ۴/۵ کیلو نیوتون قرار دارد. در این نمودارها یک افت ناگهانی در محدوده ۱ تا ۱/۵ میلی‌متر مشاهده می‌شود و پس از آن رویکرد افزایشی تا رسیدن به استحکام نهایی قابل

شد. لذا با تعبیه ساختار شش ضلعی منتظم و متخلخل، چقرمگی مهره به طور کلی افزایش خواهد یافت.

تأثیر جنس ساختار در نمودار نیرو جابه‌جایی برای دو جنس مختلف برنجی و فولادی مشهود است. ولی تأثیر آن در نحوه توزیع تنش در قیاس با تأثیر شکل ساختار در درجه دوم اهمیت است. به عنوان موردی مشابه می‌توان به تأثیر بیشتر حجم سیمان استخوانی در قیاس با تأثیر تفاوت جنس سیمان‌های پلی‌متیل متاکریلات و کلسیم فسفات در توزیع تنش در مطالعه انجام شده توسط «کازمپولس»^۱ و همکاران^(۲۲) اشاره نمود. درصد حجمی سیمان استفاده شده بر روی میزان تمرکز تنش در نواحی استخوان اسفنجی درون مهره تأثیرگذار است. متقابلاً بر کردن کامل بدنه مهره با سیمان استخوانی به نحوی که کل ناحیه استخوان اسفنجی را در برگیرد، باعث کاهش تنش در ناحیه اسفنجی می‌گردد. در نهایت احیای خواص مکانیکی مهره بستگی به عواملی دارد که از آن جمله می‌توان به چگالی استخوان، میزان آسیب، مدول الاستیسیته سیمان یا ساختار جایگزین اشاره کرد. این عوامل به همراه پیچیدگی هندسی مهره و ویژگی‌های آن، باعث می‌شود که یک الگوریتم و ابزار محاسباتی گسترده برای تعیین مقدار و موقعیت سیمان یا هر ساختار جایگزین آن مورد نیاز باشد.

افت سریع در نمودارهای مربوط به ساختارهای متخلخل به علت وجود فضای پر نشده بین ساختار و استخوان اسفنجی است. بعد از این افت ناگهانی نمودار رویکردی افزایشی را تا رسیدن به استحکام نهایی از خود نشان می‌دهد. تأثیر ساختار شش ضلعی منتظم در افزایش دامنه جابه‌جایی‌ها در گستره ۱/۵-۵/۵ میلی‌متر دیده می‌شود.

برای مقایسه پایداری طولانی مدت ساختار مرکب از سیمان استخوانی و استخوان اسفنجی و ساختار شش ضلعی جایگزین بایستی دو عامل اصلی که شدیداً پایداری طولانی مدت را تحت تأثیر قرار می‌دهد، در نظر گرفت. این دو عامل شامل خاصیتی از سیمان استخوانی است که به موجب آن رشد بافت استخوانی در اطراف توده سیمان مختل می‌گردد و عامل دوم پوکی استخوان

است که باعث تضعیف هر چه بیشتر توده استخوان می‌شود. این دو عامل در طولانی مدت باعث شکل‌گیری کانونی برای رشد شکست در ناحیه جدایش سیمان و استخوان اسفنجی می‌شوند. نتایج مطالعه «کنتر» و همکاران^(۱۹)، درخصوص میزان پایداری طولانی مدت مهره درمان شده با مهره تیتانیومی گرد، در قیاس با مهره درمان شده به روش ورتبروپلاستی نشان می‌دهد که ارتفاع بازبایی شده در مهره‌های درمان شده در طول بارگذاری دینامیکی، به طور مداوم کاهش می‌یابد. در پایان بارگذاری متناوب، میزان کاهش ارتفاع مهره درمان شده با مخلوط سیمان استخوانی و مهره‌های تیتانیومی نسبت به مهره درمان شده تحت ورتبروپلاستی، کمتر است. این در حالی است که طبق یافته‌های «شمولز» و همکاران^(۱۸)، میزان جابه‌جایی الاستیک، و دامنه جابه‌جایی در بارگذاری‌های دینامیکی تفاوت چندانی در مهره‌های درمان شده با تزریق مخلوط سیمان و مهره‌های فلزی گرد و شش ضلعی در قیاس با مهره درمان شده تحت ورتبروپلاستی نشان نمی‌دهد.

چینش نامنظم و تصادفی مهره‌های فلزی درون بدنه مهره در مطالعات اخیر که عمدتاً به صورت مخلوط با سیمان یا با استفاده از یک نگهدارنده صورت گرفته، می‌تواند دلیل عدم تفاوت میان نتایج بدست آمده از این روش‌ها در قیاس با مهره‌های درمان شده به روش ورتبروپلاستی باشد که در آنها تفاوت عمده‌ای میان نحوه توزیع تنش در ساختارهای پیشنهادی و توده صلب سیمان درون مهره وجود ندارد. این در حالی است که در این مطالعه تمرکز بر ایجاد ساختاری منظم درون بدنه مهره بوده تا تفاوت در رفتار مکانیکی نمونه‌ها بررسی گردد. هم‌چنین میزان سیمان استخوانی استفاده شده در تعبیه ساختار شش ضلعی درون مهره بسیار اندک است. به نحوی که تنها مقدار کمی سیمان جهت مسدود نمودن مجرا بعد از چینش مهره‌های فلزی استفاده شده است^(۱). با توجه به اینکه ساختارهای متخلخل و فاقد توده صلب سیمان، خود داربستی برای ترمیم استخوان فراهم می‌آورند، پیش‌بینی می‌شود که در بحث پایداری طولانی مدت، ساختارهای متخلخل عملکرد بهتری نسبت به توده صلب سیمان ایفا کنند. استفاده از روش بارگذاری دینامیکی در مطالعات

درون مهره انسانی در شرایط بالینی مستلزم گسترش یک روش جراحی نوین در این زمینه است^(۴).

مطالعات آینده باید به گسترش مواد و روش‌هایی اختصاص یابد که بتواند سهولت تعبیه ساختارهای متخلخل درون مهره را فراهم آورد. چنین ساختار متخلخل درون مهره به علت محدود بودن فضای دسترسی به درون مهره یکی از چالش‌های مهم در انجام این پژوهش بود. ارائه روشی جدید برای تعبیه انواع ساختارهایی متخلخل علاوه بر گسترده کردن دامنه تحقیقات و فراهم آوردن زمینه برای آزمایش بر روی نمونه‌های زنده، می‌تواند در تکمیل روش جدید در جراحی‌های کم‌تهاجمی مؤثر باشد. همچنین می‌تواند به درک میزان ترمیم بافت استخوانی بعد از عمل به روش‌های جدید در مقایسه با ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی کمک شایانی بنماید.

به‌طور معمول آزمایش‌های مکانیکی با برخی محدودیت‌ها همانند استفاده از مبدل‌ها و سنسورها، دقت و صحت آزمایش مواجه می‌شوند. تجهیزات در دسترس برای شرایط بارگذاری نیز محدود هستند که این دلیل فواید روش‌های عددی همانند امان محدود در مقایسه با روش‌های عملی است. این در حالی است که مهم‌ترین چالش در روش‌های عددی اعتبار نتایج است. بنابراین مقایسه نتایج عددی با عملی توأم‌اً مورد نیاز می‌باشد.

نتیجه‌گیری

روش جدید ارائه شده در این پژوهش مبتنی بر استفاده از ایمپلنت‌های فلزی ریز برای دستیابی به روشی نوین در عمل‌های ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی است. نتایج بیانگر بهبود عملکرد مکانیکی مهره درمان شده با روش جدید شامل بهبود توزیع تنش درون مهره، کاهش تنش در صفحات انتهایی و افزایش چقرمگی می‌باشد.

آزمایشگاهی به‌علت تدریجی بودن بارگذاری در حالت واقعی و روزمره بیمار و تغییرات بیولوژیکی ساختار بعد از عمل، نمی‌تواند به خوبی در پیش‌بینی عملکرد ساختارها کارایی داشته باشد. لذا در پیش‌بینی نحوه عملکرد مهره، لازم است مطالعات بر کانون شروع شکست‌های میکروسکوپی متمرکز گردد.

به دلیل اینکه ایمپلنت‌های فلزی اساساً ماهیت نشت‌کننده ندارند، لذا خطر نشت سیمان استخوانی به کانال نخاع یا اعصاب منشعبه از آن از بین می‌رود که این خود احتمال موفقیت عمل را بالا می‌برد. همچنین ساختار شش ضلعی منظم به علت اینکه ساختاری متقارن و از لحاظ هندسی بهینه است، می‌تواند مشکل عدم توزیع متقارن سیمان، که مسئله رایج در این نوع عمل‌هاست، را از بین ببرد. استفاده از ایمپلنت‌هایی از این نوع می‌تواند در عمل‌های مشابه همانند درمان پوکی استخوان لگن (ساکروپلاستی) کمک شایانی نماید. مخلوط سیمان و ایمپلنت‌های فلزی از این دست نیز می‌تواند در کاشت سایر ایمپلنت‌ها مانند تعویض سر استخوان فمور یا محکم نمودن جای پیچ در شکستگی‌ها مؤثر باشد.

فرآیند تعبیه ساختار شش ضلعی درون مهره در شرایط بالینی، مستلزم ارائه و تکمیل روش تکنیکی خاص این عمل جهت سهولت در تعبیه ساختار مورد نظر است. به‌عنوان پیشنهاد می‌توان طراحی ساختار به‌صورت قالب‌های باز شونده جهت شکل‌گیری ساختار درون مهره با استفاده از سوزن‌های مخصوص را عنوان کرد. همچنین چنین ساختار به‌صورت از پیش تهیه شده تحت فلوروسکوپی اشعه ایکس پیشنهاد می‌گردد. در این پژوهش تعبیه ساختار به‌صورت دستی و بر روی مهره گوسفندی جهت مقایسه رفتار مکانیکی مهره درمان شده به روش جدید در قیاس با ورتبروپلاستی و کایفوپلاستی صورت پذیرفت. ارائه روشی دقیق جهت تعبیه ساختار شش ضلعی

References

1. Armsen N, Boszczyk. Vertebro/kyphoplasty history, development, results. *Eur J Trauma*. 2005;31(5): p. 433-41. doi: 10.1007/s00068-005-2103-z
2. Wijayathunga VN, Oakland RJ, Jones AC, Hall RM, Wilcox RK. Vertebroplasty: Patient and treatment variations studied through parametric computational models.

Clin Biomech (Bristol, Avon). 2013;28(8):860-5. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.07.012

3. Polikeit A1, Nolte LP, Ferguson SJ. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis. *Spine* (Phila Pa 1976). 2003;28(10):991-6.

4. **Wilcox RK.** The biomechanics of vertebroplasty: a review. *Med Eng Phys.* 2003;25:283–8. doi: 10.1243/095441104322807703.
5. **Keller, T.S., Kosmopoulos, V., Lieberman, I.H.** Vertebroplasty and kyphoplasty affect vertebral motion segment stiffness and stress distributions: a microstructural finite-element study. *Spine.* 2005;30:1258–65.
6. **Rohlmann A, Zander T, Bergmann G.** Spinal loads after osteoporotic vertebral fractures treated by vertebroplasty or kyphoplasty. *Eur Spine J.* 2006;15(8):1255-64.
7. **Liang D, Ye LQ, Jiang XB, Yang P, Zhou GQ, Yao ZS, Zhang SC, Yang ZD.** Biomechanical effects of cement distribution in the fractured area on osteoporotic vertebral compression fractures: a three-dimensional finite element analysis. *J Surg Res.* 2015;195(1):246-56. doi: 10.1016/j.jss.2014.12.053.
8. **Tschirhart CE, Roth SE, Whyne CM.** Biomechanical assessment of stability in the metastatic spine following percutaneous vertebroplasty: effects of cement distribution patterns and volume. *J Biomech.* 2005;38(8):1582-90.
9. **Xu G, Fu X, Du C, Ma J, Li Z, Ma X.** Biomechanical effects of vertebroplasty on thoracolumbar burst fracture with transpedicular fixation: a finite element model analysis. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014;100(4):379-83. doi: 10.1016/j.otsr.2014.03.016.
10. **Kinzl M, Schwiedrzik J, Zysset PK, Pahr DH.** An experimentally validated finite element method for augmented vertebral bodies. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2013;28(1):15-22. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.09.008.
11. **Zhao Y, Jin ZM, Wilcox RK.** Modelling cement augmentation: a comparative experimental and finite element study at the continuum level. *Proc Inst Mech Eng H.* 2010;224(7):903-11.
12. **Zhao Y, Robson Brown KA, Jin ZM, Wilcox RK.** Trabecular level analysis of bone cement augmentation: a comparative experimental and finite element study. *Ann Biomed Eng.* 2012;40(10):2168-76. doi: 10.1007/s10439-012-0587-3.
13. **Wijayathunga VN, Jones AC, Oakland RJ, Furtado NR, Hall RM, Wilcox RK.** Development of specimen-specific finite element models of human vertebrae for the analysis of vertebroplasty. *Proc Inst Mech Eng H.* 2008;222(2):221-8. Kinzl M, Boger A, Zysset PK, Pahr DH. The mechanical behavior of PMMA/bone specimens extracted from augmented vertebrae: a numerical study of interface properties, PMMA shrinkage and trabecular bone damage. *J Biomech.* 2012;45(8):1478-84. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.02.012.
14. **Kinzl M, Boger A, Zysset PK, Pahr DH.** The mechanical behavior of PMMA/bone specimens extracted from augmented vertebrae: a numerical study of interface properties, PMMA shrinkage and trabecular bone damage. *J Biomech.* 2012;45(8):1478-84. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.02.012.
15. **Chae SW, Kyu MK, Park JY, Lee YS, Park SB.** Finite element analysis and the clinical consideration for the methodology of PMMA injection in vertebroplasty. 2012;13(8):1467–72.
16. **Matsuura Y, Giambini H, Ogawa Y, Fang Z, Thoreson AR, Yaszemski MJ, Lu L, An KN.** Specimen-specific nonlinear finite element modeling to predict vertebrae fracture loads after vertebroplasty. *Spine (Phila Pa 1976).* 2014;39(22):E1291-6. doi: 10.1097/BRS.0000000000000540.
17. **Lu Y, Maquer G, Museyko O, Püschel K, Engelke K, Zysset P, Morlock M, Huber G.** Finite element analyses of human vertebral bodies embedded in polymethylmethacrylate or loaded via the hyperelastic intervertebral disc models provide equivalent predictions of experimental strength. *J Biomech.* 2014;47(10):2512-6. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.04.015.
18. **Schmoelz W, Disch AC, Huber JF.** Vertebroplasty with self-locking hexagonal metal implants shows comparable primary and secondary stiffness to PMMA cement augmentation techniques in a biomechanical vertebral compression fracture model. *Eur Spine J.* 2010;19(6):1029-36. doi: 10.1007/s00586-010-1342-9.
19. **Kettler A, Schmoelz W, Shezifi Y, Ohana N, Ben-Arye A, Claes L, Wilke HJ.** Biomechanical performance of the new BeadEx implant in the treatment of osteoporotic vertebral body compression fractures: restoration and maintenance of height and stability. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21(7):676-82.
20. **Keaveny TM, Morgan EF, Niebur GL, Yeh OC.** Biomechanics of trabecular bone. *Annu Rev Biomed Eng.* 2001;3:307-33
21. **Boger A, Heini P, Windolf M, Schneider E.** Adjacent vertebral failure after vertebroplasty: a biomechanical study of low-modulus PMMA cement. *Eur Spine J.* 2007;16(12):2118-25.
22. **Kosmopoulos V, Keller TS.** Damage-based finite-element vertebroplasty simulations. *Eur Spine J.* 2004;13(7):617-25.