

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



موضوع: یک روش جامع برای شبیه سازی شکستگی های استخوان با بهره گیری از الگوهای واقعی شکستگی

- استاد : جناب دکتر فخاری راد
- ارائه دهنده : مبینا یزدانی
- دانشگاه آزاد واحد علوم تحقیقات
- کلاس : بیو مکانیک سیستم های اسکلتی عضلانی
- نیمسال : ۴۰۴_۴۰۵



فهرست مطالب

۴	مقدمه.....
۵	هدف.....
۶	ایده کل.....
۷	الگوریتم مقاله.....
۸	استخراج مدل استخوان.....
۹	الگوی شکستگی
۱۱	روش های تولید الگوی شکستگی.....
۱۲	نگاشت الگوی روی استخوان.....
۱۵	تقسیم مش.....
۱۸	زبرسازی سطح شکستگی.....
۲۰	اعتبارسنجی.....
۲۱	نتایج عددی.....
۲۲	ارزیابی متخصصان.....
۲۳	کاربرد.....
۲۴	جمع بندی.....
۲۵	منابع.....



مقدمه

شکستگی استخوان یکی از شایع‌ترین آسیب‌های پزشکی است ، اما بازسازی دقیق اون در محیط کامپیوتری کار ساده‌ای نیست.

روش‌های موجود چند مشکل اساسی دارند:

. به CT جدید از استخوان شکسته نیاز دارند.

. محاسبات خیلی سنگین دارند.

. شکستگی خیلی مصنوعی و غیرواقعی دیده می‌شوند.

در نتیجه، هنوز روشی وجود نداره که هم:

✓ دقیق باشه

✓ سریع باشه

✓ و از نظر ظاهری واقعی باشه



هدف مقاله:

بدون نیاز به CT جدید و فقط با داشتن یک مدل استخوان سالم، بتوانیم شکستگی‌هایی بسازیم که از نظر هندسی و ظاهری شبیه شکستگی واقعی باشند.

* شکستگی استخوان را واقع‌گرایان شبیه‌سازی کنیم.

۱. هم‌لایه‌ی خارجی (OUTER CORTEX)

۲. هم‌لایه‌ی داخلی (INNER CORTEX)

۳. حتی زبری سطح شکستگی رو در نظر بگیریم

* اون را روی استخوان‌های دیگه اعمال کنیم.

* نتیجه را اعتبارسنجی کنیم.



ایده کلی روش:

۱. استخراج مدل سه بعدی استخوان از CT

۲. استخراج یا طراحی الگوی شکستگی

۳. نگاشت این الگو روی استخوان سه بعدی

۴. شکستن مش استخوان

۵. ساخت سطح شکستگی طبیعی

۶. اعتبارسنجی با داده واقعی



الگوریتم مقاله

ورودی ها شامل:
مدل سه بعدی استخوان
الگوی شکستگی
و خروجی، استخوان شکسته شده است.

الگوریتم نشان می دهد که:
چطور نقاط شکست شناسایی می شوند
چطور مش تقسیم می شود
چطور سطوح داخلی ساخته می شوند
در نهایت اعتبار سنجی کمی و کیفی انجام می شود.



استخراج مدل استخوان

مدل استخوان از سی تی اسکن استخوان های سالم و شکسته به دست میاد.
برای این کار از نرم افزار 3D-SLICER استفاده شده است.
بعد خروجی استخوان به صورت یک مش مثلثی ذخیره می شود.

این نوع نمایش باعث می شه:
پردازش هندسی راحت تر باشد.
شکستن مدل ساده تر انجام شود.
دقت بالا باقی بماند.



الگوی شکستگی چیست؟

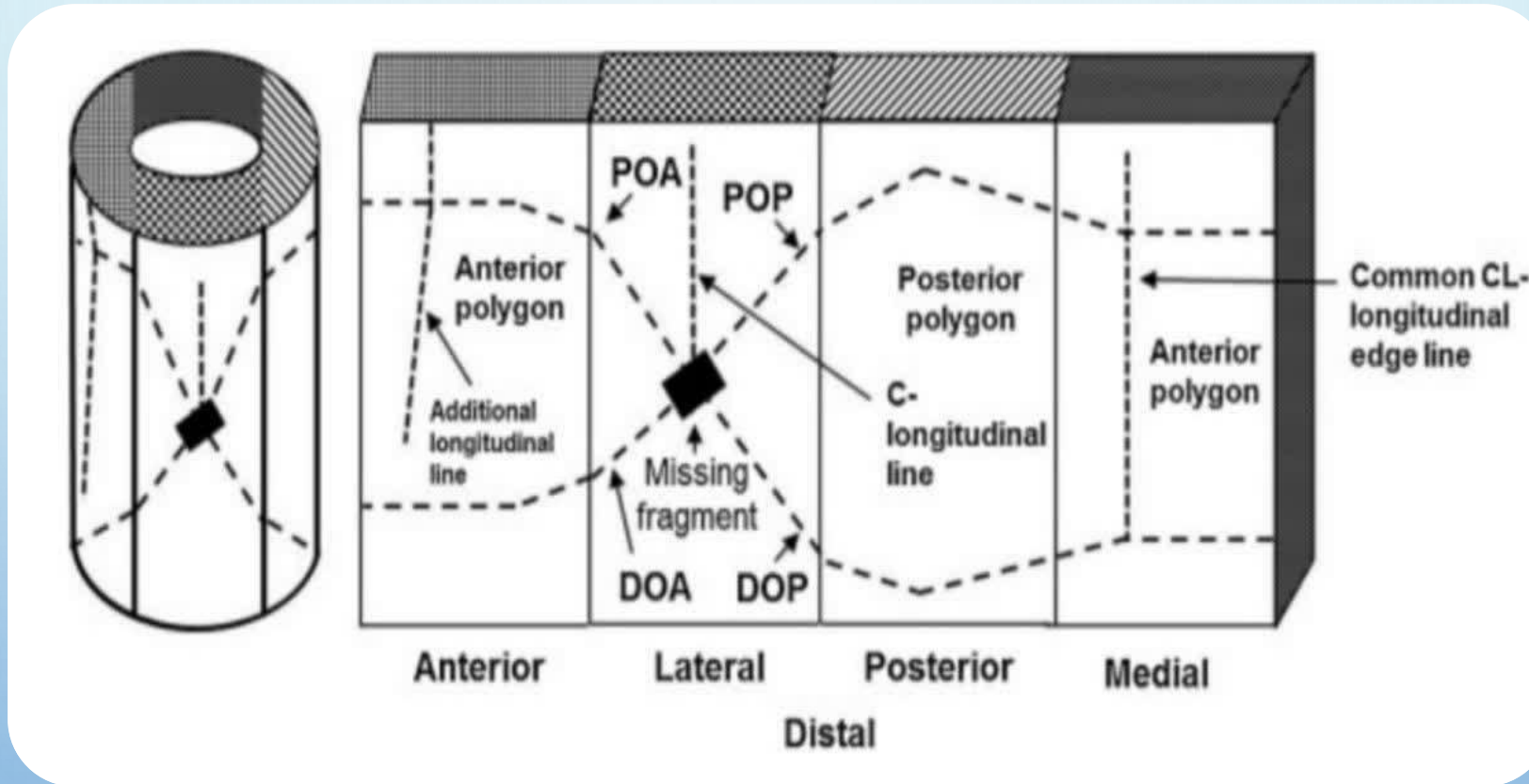
الگوی شکستگی یک نمایش دوبعدی از مسیر و شکل شکستگی است.

این الگو مشخص می‌کند:

۱. شکست از کجا شروع شده

۲. به چه شکلی گسترش پیدا کرده

۳. چند قطعه ایجاد شده





روش‌های تولید الگوی شکستگی

سه روش برای ساخت الگو وجود دارد:

۱. طراحی دستی توسط کاربر

۲. تولید پارامتری بر اساس داده‌های پزشکی قانونی

۳. استخراج مستقیم از CT استخوان شکسته واقعی

روش سوم دقیق‌ترین حالت است و برای ارزیابی نهایی هم استفاده شده است.



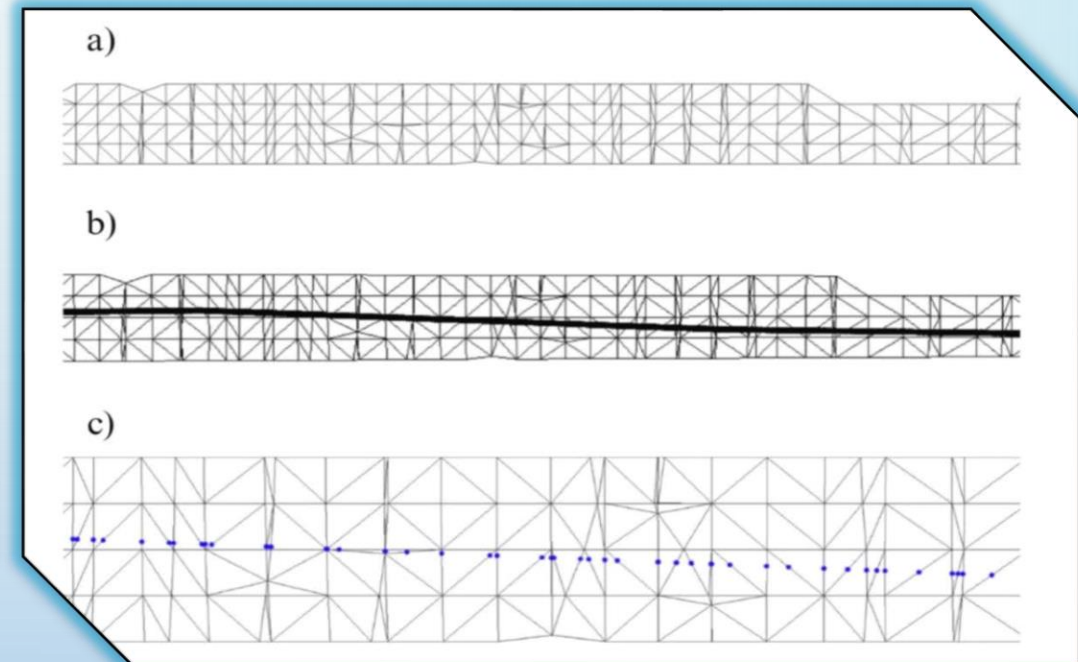
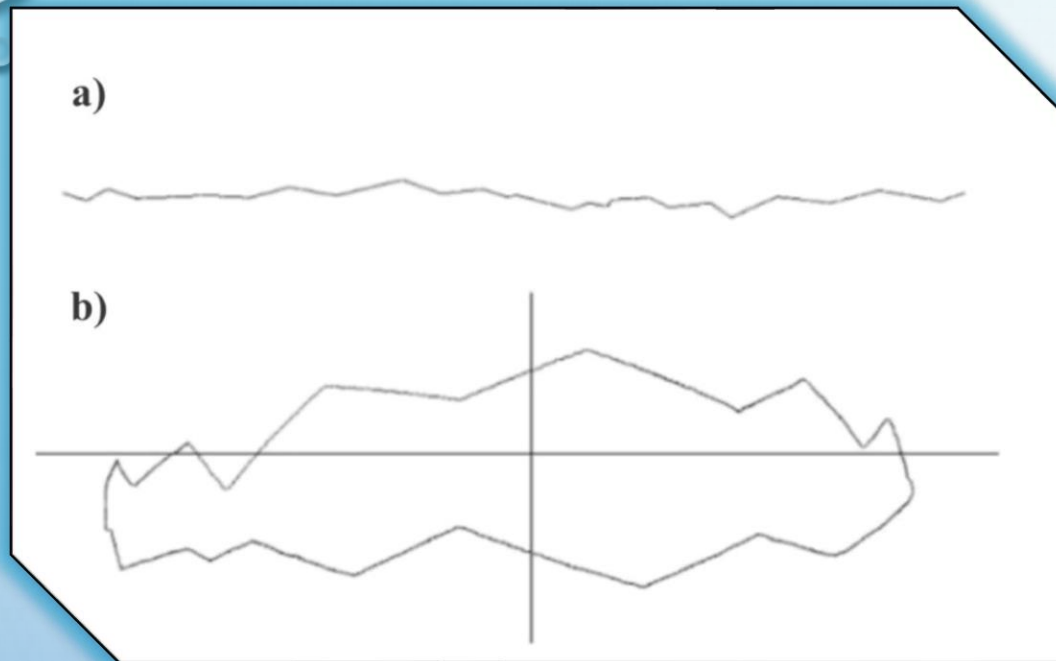
نگاشت الگو روی استخوان:

در این مرحله، الگوی دوبعدی باید روی استخوان سه بعدی قرار بگیرد.

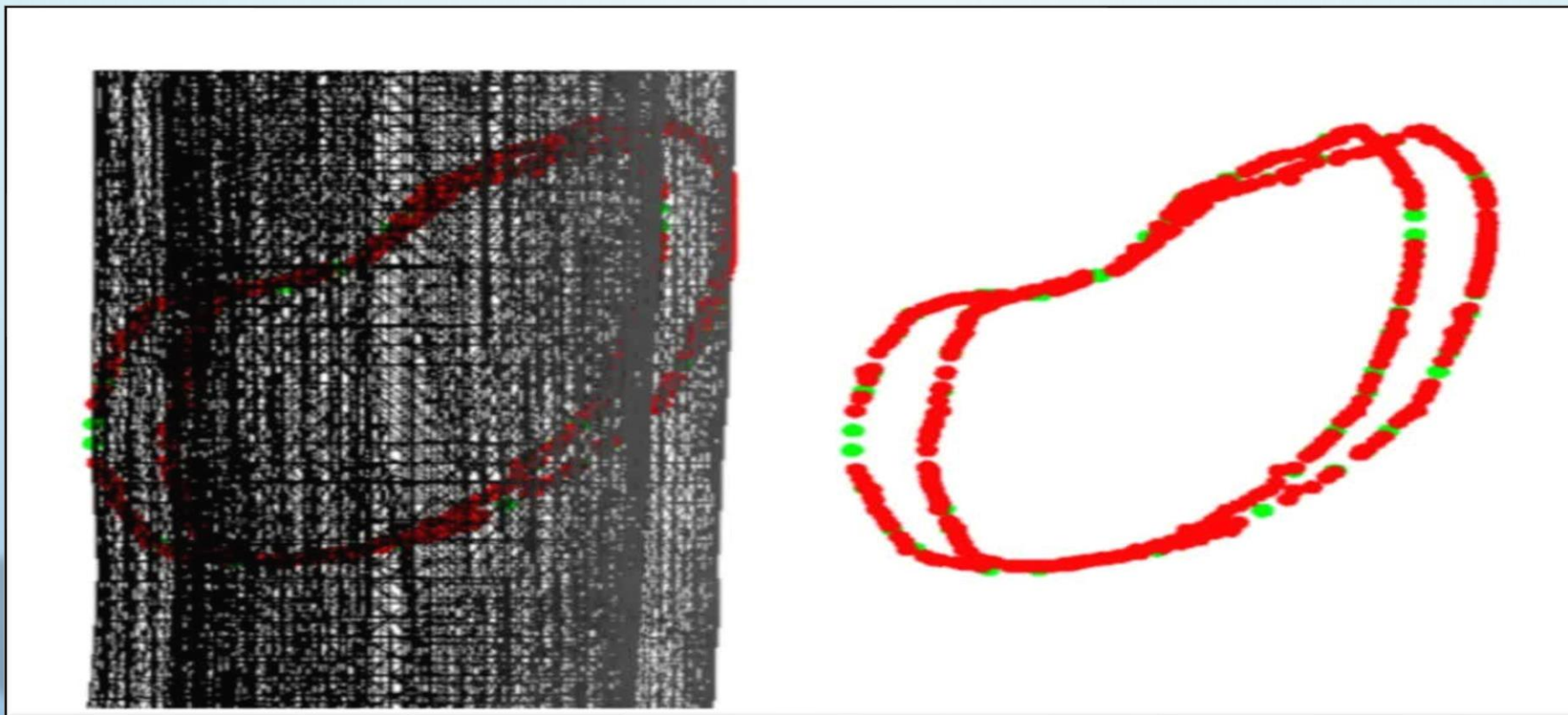
برای این کار:

۱. ضخامت استخوان در نظر گرفته می شود
۲. الگو مقیاس داده می شود
۳. مختصات ها روی سطح استخوان نگاشت می شوند

این مرحله پایه ی شکست واقعی مش است.



- مسیر شکستگی روی سطح استخوان مشخص شده است.
 - نقاط تماس الگو با مش محاسبه شده است.
- در واقع اینجا مشخص می‌شود که شکستگی دقیقاً از کدام مثلث‌ها عبور می‌کند.



نقاط سبز → محل‌های تقریبی برخورد شکستگی
نقاط قرمز → نقاط اصلاح‌شده‌ای که دقیقاً روی مش قرار گرفتند

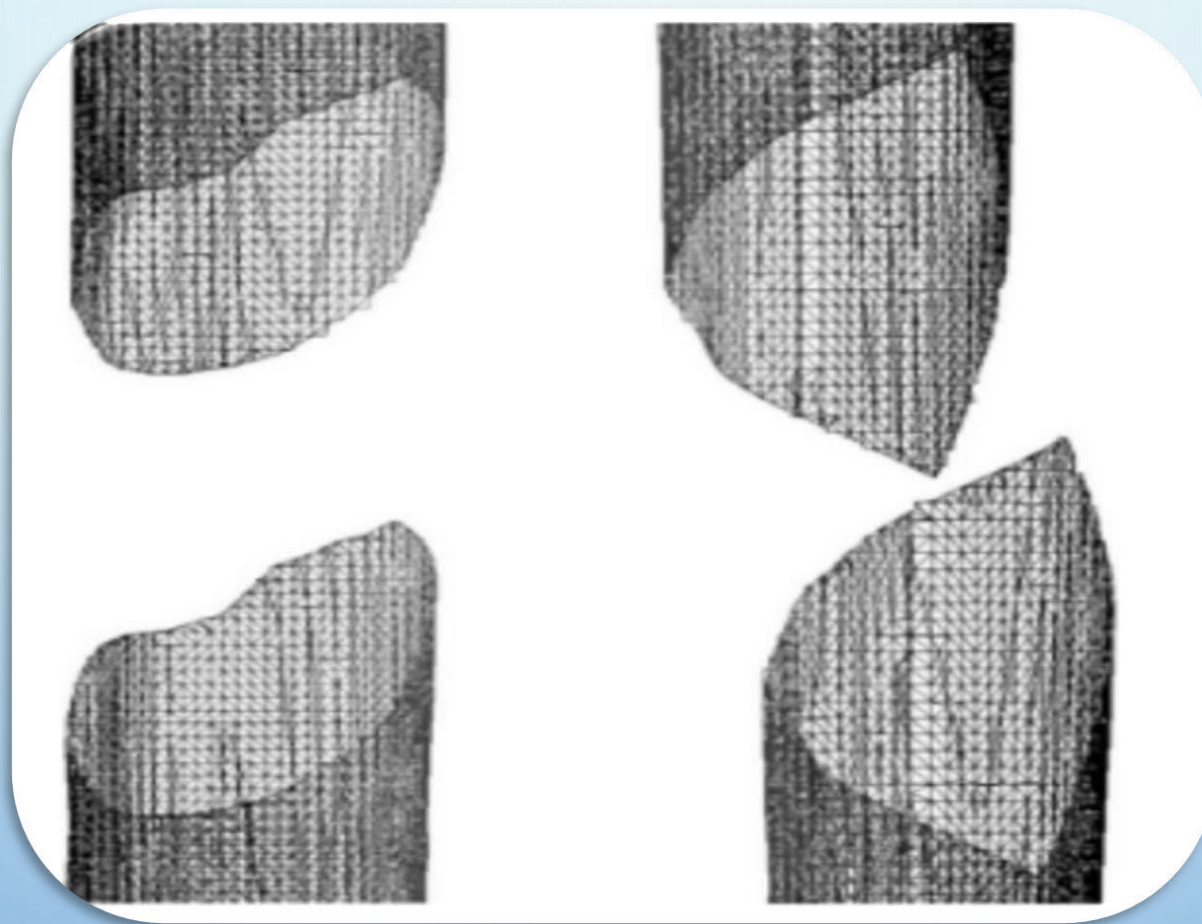


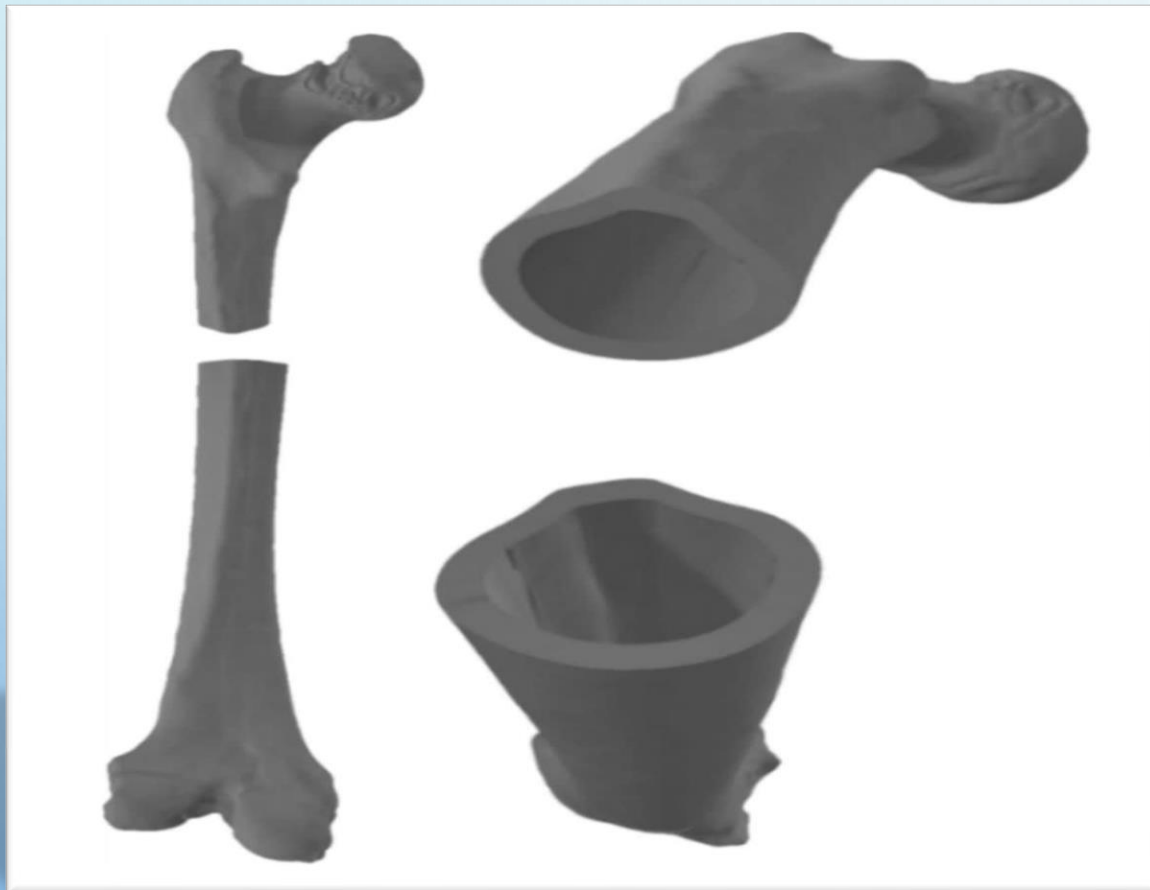
تقسیم مش

- استخوان به چند قطعه تقسیم می شود
 - هر قطعه به صورت مستقل شناخته می شود
- این کار با الگوریتم های گراف انجام می شود و هر بخش جداگانه برچسب گذاری می شود.



نمونه‌هایی از شکستگی‌های مختلف:





- برای بستن فضای بین لایه داخلی و خارجی استخوان:
- از **Delaunay triangulation** استفاده شده است.
 - کانال مغزی وسط استخوان عمداً خالی می ماند.
 - نتیجه یک سطح شکستگی پیوسته و طبیعی است.



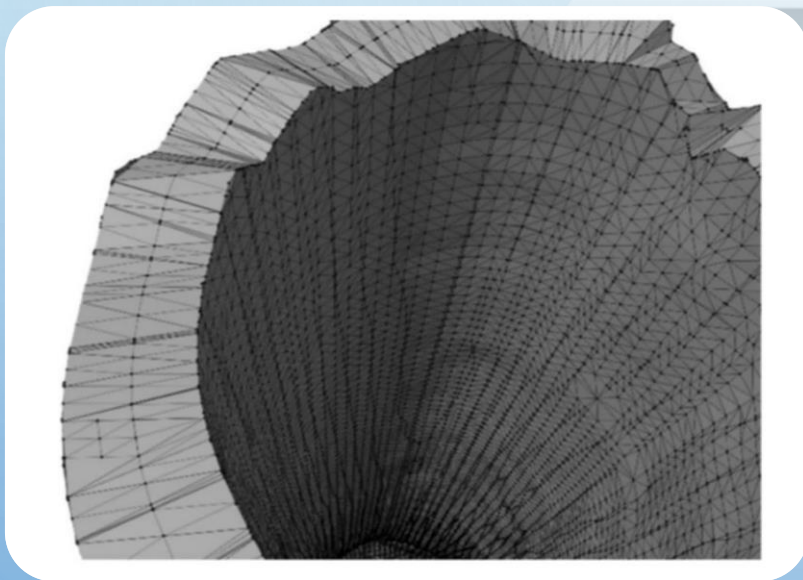
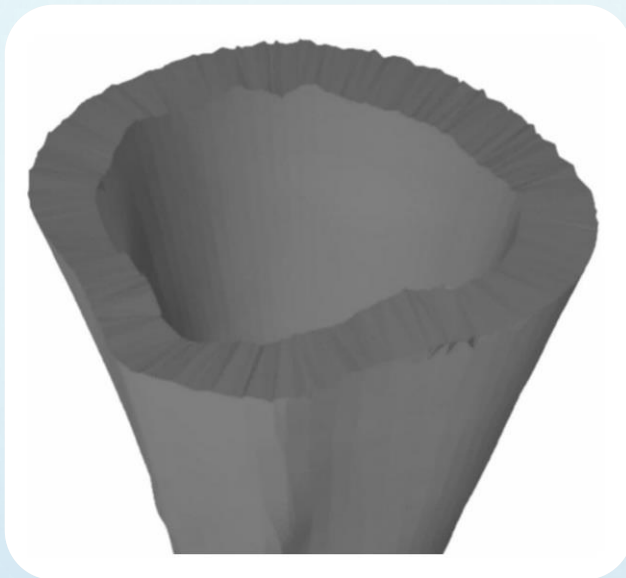
زبرسازی سطح شکستگی

اگر سطح شکست خیلی صاف باشد، غیرواقعی دیده می‌شود.

دو روش برای زبر کردن سطح:

۱. جابجایی تصادفی رأس‌ها قبل از مثلث‌بندی

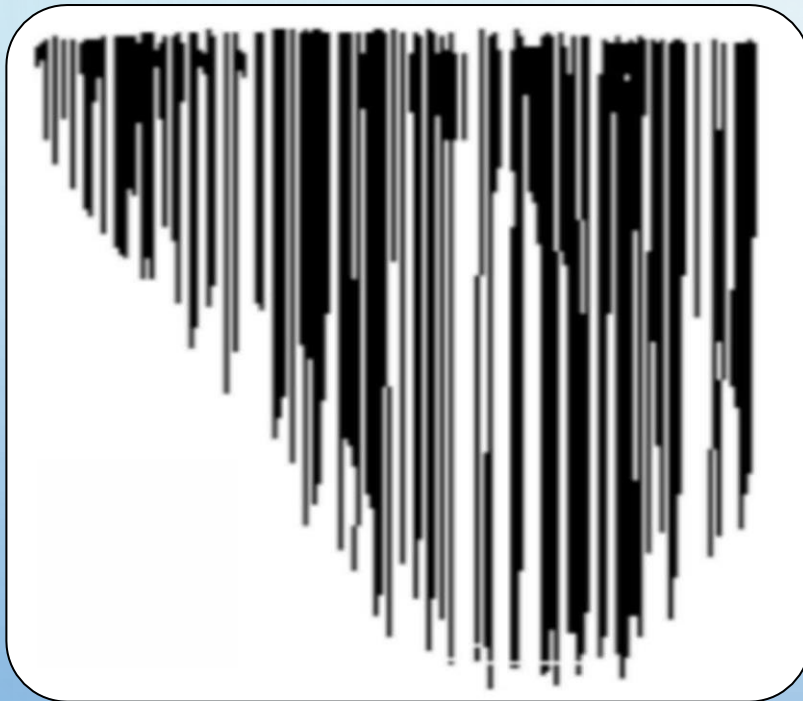
۲. اضافه کردن نقاط جدید وسط مثلث‌ها بعد از آن



هرچه زبری بیشتر باشد ، شباهت به شکست واقعی هم بیشتر می شود.

اعتبارسنجی

برای بررسی دقت روش، شکستگی شبیه‌سازی شده با شکستگی واقعی مقایسه شده.



روش مقایسه:

- استفاده از HEIGHT MAP
- اندازه‌گیری اختلاف ارتفاع سطح شکست



نتایج عددی

Real model				Simulated model						
Model	Radius	Height map range	MMAR	Model	Radius	Height map range	MMAS	MMAS scaled	Distance between MMAR and MMAS scaled	Percentage variation of MMAR and MMAS scaled
Fibula	9.23	22.80	10.89	Femur	13.08	35.33	12.17	11.13	0.24	-2.22%
Fibula	9.23	22.80	10.89	Humerus	8.94	24.82	11.83	10.53	-0.36	3.32%
Humerus	5.00	24.00	13.00	Femur	13.08	271.41	62.41	14.44	1.44	-11.05%

Humerus	2'00	34'00	13'00	Femur	13'08	331'41	95'41	14'44	1'44	-11'02%
Fibula	8'53	33'80	10'80	Humerus	8'04	34'85	11'83	10'23	-0'30	3'35%
Fibula	8'53	33'80	10'80	Femur	13'08	32'33	15'13	11'13	0'54	-5'55%



ارزیابی متخصصان

چهار متخصص شامل:

ارتوپد، رادیولوژیست و جراح

شکستگی‌ها رو از نظر:

- واقع‌گرایی
 - تطابق آناتومیکی
 - شباهت به کیس واقعی ارزیابی کردند
- اکثر امتیازها بالا یا متوسط رو به بالا بوده است.



کاربردها

- آموزش پزشکی
- برنامه ریزی جراحی
- شبیه سازی بیومکانیکی
- واقعیت مجازی
- پرینت سه بعدی استخوان شکسته



جمع‌بندی نهایی

این مقاله یک روش:

- دقیق
- انعطاف‌پذیر
- کم‌هزینه
- واقع‌گرایانه
- سریع

برای شبیه‌سازی شکستگی استخوان ارائه می‌دهد.

مهم‌ترین مزیتش این است که بدون نیاز به CT جدید، می‌تونه شکستگی‌های واقعی تولید کند.



1. PÉREZ-CANO F, JIMÉNEZ-PÉREZ J, MOLINA-VIEDMA A, LÓPEZ-ALBA E, LUQUE-LUQUE A, DELGADO-MARTÍNEZ A, DÍAZ-GARRIDO F, JIMÉNEZ-DELGADO J (2023) HUMAN FEMUR FRACTURE BY MECHANICAL COMPRESSION: TOWARDS THE REPEATABILITY OF BONE FRACTURE ACQUISITION. COMPUT BIOL MED 164:107249. [HTTPS://DOI.ORG/ 10.1016/J.COMPBIOMED.2023.107249](https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2023.107249)
[HTTPS://WWW.SCIENCEDIRECT.COM/SCIENCE/ARTICLE/PII/S001048252300714X](https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S001048252300714X)
2. KATSOULAKIS E, WANG Q, WU H ET AL (2024) DIGITAL TWINS FOR HEALTH: A SCOPING REVIEW. NPJ DIGIT MED 7:77. [HTTPS://DOI.ORG/10.1038/ S41746-024-01073_0](https://doi.org/10.1038/s41746-024-01073-0)
3. LENAERTS L, VAN LENTHE GH (2009) MULTI-LEVEL PATIENT-SPECIFIC MODELLING OF THE PROXIMAL FEMUR. A PROMISING TOOL TO QUANTIFY THE EFFECT OF OSTEOPOROSIS TREATMENT. PHILOS TRANS R SOC A MATH PHYS ENG SCI 367:2079–2093
4. PAULANO F, JIMÉNEZ-DELGADO J, PULIDO R (2014) 3D SEGMENTATION AND LABELING OF FRACTURED BONE FROM CT IMAGES. VIS COMPUT 30:939–948
5. BIZZOTTO N, TAMI I, SANTUCCI A ET AL (2025) 3D PRINTED REPLICA OF ARTICULAR FRACTURES FOR SURGICAL PLANNING AND PATIENT CONSENT: A TWO YEARS MULTI-CENTRIC EXPERIENCE. 3D PRINT MED 2(2). [HTTPS://DOI.ORG/ 10.1186/S41205-016-0006-8](https://doi.org/10.1186/s41205-016-0006-8)
6. ELFAR J, MENORCA RM, REED JD, STANBURY S (2014) COMPOSITE BONE MODELS IN ORTHOPAEDIC SURGERY RESEARCH AND EDUCATION. J AM ACAD ORTHOP SURG 22(2):111–120. [HTTPS://DOI.ORG/10.5435/JAAOS-22-02-111](https://doi.org/10.5435/JAAOS-22-02-111)
7. METZNER F, NEUPETSCH C, CARABELLO A ET AL (2025) BIOMECHANICAL VALIDATION OF ADDITIVELY MANUFACTURED ARTIFICIAL FEMORAL BONES. BMC BIOMED ENG 4(6). [HTTPS://DOI.ORG/10.1186/S42490-022-00063-1](https://doi.org/10.1186/s42490-022-00063-1)
8. CIGNONI P, MONTANI C, SCOPIGNO R (1998) A COMPARISON OF MESH SIMPLIFICATION ALGORITHMS. COMPUT GRAPH 22(1):37–54
9. MOOLENAAR JZ, TÜMER N, CHECA S (2022) COMPUTER-ASSISTED PREOPERATIVE PLANNING OF BONE FRACTURE FIXATION SURGERY: A STATE-OF-THE-ART REVIEW. FRONT BIOENG BIOTECHNOL 10:1037048. [HTTPS://DOI.ORG/10.3389/FBIOE.2022.1037048](https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.1037048)
10. INACIO JV, SCHWARZENBERG P, KANTZOS A, MALIGE A, NWACHUKU CO, DAILEY HL (2023) RETHINKING THE 10% STRAIN RULE IN FRACTURE HEALING: A DISTAL FEMUR FRACTURE CASE SERIES. J ORTHOP RES® 41(5):1049–1059. [HTTPS://DOI.ORG/10.1002/JOR.25438](https://doi.org/10.1002/jor.25438)
11. OTA T, YAMAMOTO I, MORITA R (1999) FRACTURE SIMULATION OF THE FEMORAL BONE USING THE FINITE-ELEMENT METHOD: HOW A FRACTURE INITIATES AND PROCEEDS. J BONE MINERAL METABOLISM 17:108–112. [HTTPS:// DOI.ORG/10.1007/S007740050072](https://doi.org/10.1007/s007740050072)
12. RODRIGUES L, LOPES D, FOLGADO J, FERNANDES P, PIRES E, CASAS EL, FALEIROS R (2009) BONE REMODELLING ANALYSIS OF A BOVINE FEMUR FOR A VETERINARY IMPLANT DESIGN. COMPUT METHODS BIOMECH BIOMED ENG 12(6):683–690. PMID: 19358056. [HTTPS://DOI.ORG/10.1080/10255840902865641](https://doi.org/10.1080/10255840902865641)



13. ANDREAUS U, COLLOCA M (2009) PREDICTION OF MICROMOTION INITIATION OF AN IMPLANTED FEMUR UNDER PHYSIOLOGICAL LOADS AND CONSTRAINTS USING THE FINITE ELEMENT METHOD. *PROC IME H J ENG MED* 223:589–605. [HTTPS://DOI.ORG/10.1243/09544119JEIM559](https://doi.org/10.1243/09544119JEIM559)
14. ANDREAUS U, COLLOCA M, LACOVIELLO D (2010) DAMAGE DETECTION IN A HUMAN PREMOLAR TOOTH FROM IMAGE PROCESSING TO FINITE ELEMENT ANALYSIS. *BIODENTAL ENG* 29–34
15. ANDREAUS U, COLLOCA M (2010) RISK OF FAILURE AT THE CEMENT-ENAMEL JUNCTION OF A HUMAN PREMOLAR TOOTH. *BIODENTAL ENG* 83–88
16. ANDREAUS U, COLLOCA M, IACOVIELLO D (2011) COUPLING IMAGE PROCESSING AND STRESS ANALYSIS FOR DAMAGE IDENTIFICATION IN A HUMAN PREMOLAR TOOTH. *COMPUT METHODS PROGR BIOMED* 103:61–73. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.CMPB.2010.06.009](https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2010.06.009)
17. ABDEL-WAHAB A, MALIGNO A, SILBERSCHMIDT V (2012) MICRO-SCALE MODELLING OF BOVINE CORTICAL BONE FRACTURE: ANALYSIS OF CRACK PROPAGATION AND MICROSTRUCTURE USING X-FEM. *COMPUT MATERIALS SCI* 52:128–135. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.COMMATSCI.2011.01.021](https://doi.org/10.1016/j.commatsci.2011.01.021)
18. ABDEL-WAHAB A, LI S, SILBERSCHMIDT V (2014) MODELLING FRACTURE PROCESSES IN BONES. *COMPUT MODEL BIOMECH BIOTRIBOL MUSCULOSKELET SYST BIOMATER TISSUES* 268–302. [HTTPS://DOI.ORG/10.1533/9780857096739.2.268](https://doi.org/10.1533/9780857096739.2.268)
19. HAMBLI R, LESPESSAILLES E, BENHAMOU C-L (2012) INTEGRATED REMODELING-TO-FRACTURE FINITE ELEMENT MODEL OF HUMAN PROXIMAL FEMUR BEHAVIOR. *J MECH BEHAV BIOMED MATER* 17:89–106. [HTTPS:// DOI.ORG/10.1016/J.JMBBM.2012.08.011](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.08.011)
20. URAL A, MISCHINSKI S (2013) MULTISCALE MODELING OF BONE FRACTURE USING COHESIVE FINITE ELEMENTS. *ENG FRACT MECH* 103:141–152. [ADVANCES IN FAILURE ASSESSMENT USING FRACTURE AND DAMAGE MECHANICS. HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.ENGFRACTMECH. 2012.05.008](https://doi.org/10.1016/j.engfracmech.2012.05.008)
[HTTPS://WWW.SCIENCEDIRECT.COM/SCIENCE/ARTICLE/PII/ S0013794412002032](https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0013794412002032)
21. LUQUE A, JIMÉNEZ J-R, PÉREZ CANO FD, JIMENEZ-DELGADO J (2021) A COMPACT REPRESENTATION OF THE BONE FRACTURE AREA. APPLICATION TO FRACTURED BONES OF CLINICAL CASES. *COMPUT METHODS BIOMECH BIOMED ENG IMAGING VIS* 10:1–8. [HTTPS://DOI.ORG/10.1080/21681163.2020.1850365](https://doi.org/10.1080/21681163.2020.1850365)
22. PÉREZ-CANO FD, LUQUE-LUQUE A, JIMÉNEZ-DELGADO JJ (2022) FRACTURE OF GEOMETRIC BONE MODELS. MULTISCALE SIMULATION ISSUES. *COMPUT METHODS BIOMECH BIOMED ENG IMAGING VIS* 10(5):484–491. [HTTPS://DOI.ORG/10.1080/21681163.2020.1867648](https://doi.org/10.1080/21681163.2020.1867648)
23. COHEN H, KUGEL C, MAY H, MEDLEY B, STEIN D, SLON V, BROSH T, HERSHKOVITZ I (2017) THE INFLUENCE OF IMPACT DIRECTION AND AXIAL LOADING ON THE BONE FRACTURE PATTERN. *FORENSIC SCI INT* 277:197–206. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.FORSIINT.2017.05.015](https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2017.05.015)
24. KIAPOUR A, KIAPOUR A, KAUL V, QUATMAN C, WORDEMAN S, HEWETT T, DEMETROPOULOS C (2025) FINITE ELEMENT MODEL OF THE KNEE FOR INVESTIGATION OF INJURY MECHANISMS: DEVELOPMENT AND VALIDATION. *J BIOMECH ENG* 136. [HTTPS://DOI.ORG/10.1115/1.4025692](https://doi.org/10.1115/1.4025692)
25. PAKDEL A, FIALKOV J, WHYNE C (2016) HIGH RESOLUTION BONE MATERIAL PROPERTY ASSIGNMENT YIELDS ROBUST SUBJECT SPECIFIC FINITE ELEMENT MODELS OF COMPLEX THIN BONE STRUCTURES. *J BIOMECH* 49:1454–1460. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.JBIOMECH.2016.03.015](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.015)

ممنون از توجه شما