

Quantitative Biomechanical Analysis of Ipsilateral Femoral Neck and Shaft Fractures An In-Silico Study
تحلیل بیومکانیکی کمی شکستگی‌های هم‌زمان گردن و تنه استخوان ران در یک سمت یک مطالعه شبیه‌سازی شده به روش این‌سیلیکو
(بررسی پایداری بیومکانیکی شکستگی‌های هم‌زمان گردن و تنه استخوان ران)

ارائه دهنده: فاطمه قدوسی محمدی
نام استاد: جناب آقای دکتر فخاری راد
دانشگاه آزاد واحد علوم تحقیقات
دانشکده مهندسی پزشکی

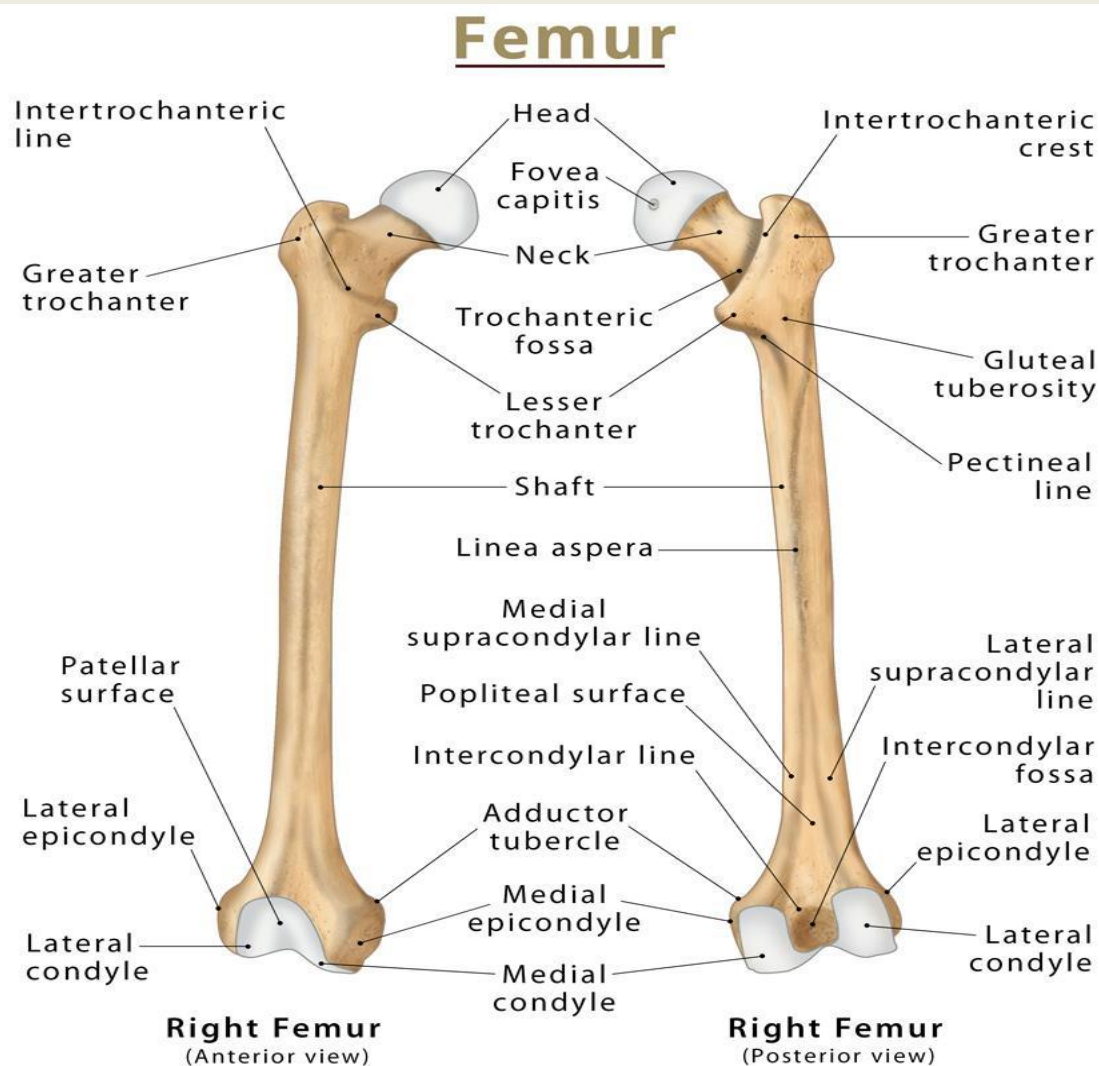
نیمسال اول 404-405

فهرست مطالب

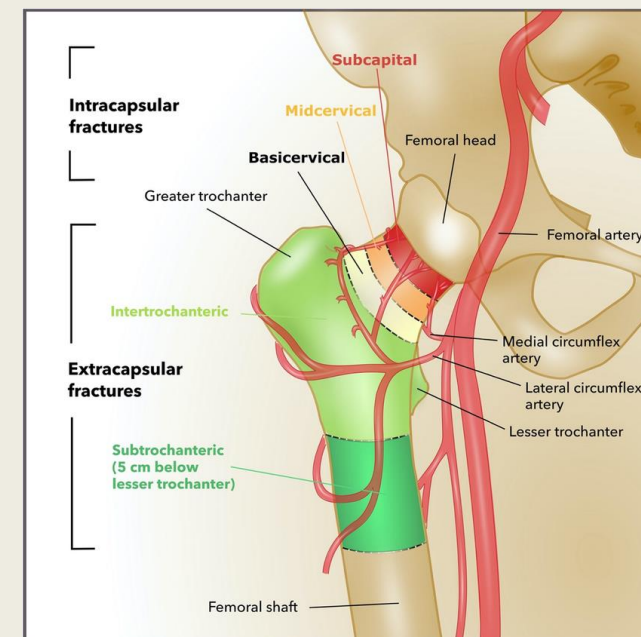
4/28	 مقدمه	•
5/28	 تاریخچه	•
6/28	 در دنیای واقعی درمان، چه چیزی درست کار نمی‌کند؟	•
7/28	 این مقاله برای حل این مشکل چی کار کرده؟	•
8/28	 Materials and methods	•
9/28	 Fracture Classification	○
10/28	 Study Design	○
11/28	 Finite Element Modeling	○
12/28	 Material Properties & Mesh	○
13/28	 Biomechanical Parameters	○
14/28	 Interfragmentary Motion Formula	○
15/28	 Statistical & Entropy Analysis	○

فهرست مطالب

16/28	Results	•
17/28	Implant Stress Distribution	○
18/28	Proximal Femur Stress	○
19/28	Distal Femur Stress	○
20/28	Femoral Neck Stress	○
21/28	Entropy Results	○
22/28	Composite Score	○
23/28	Stability Ranking	○
24/28	Clinical Implications	•
25/28	Conclusion	•
26/28	Take Home Message	•
27/28	صحت سنجی مقاله	•
28/28	References	•

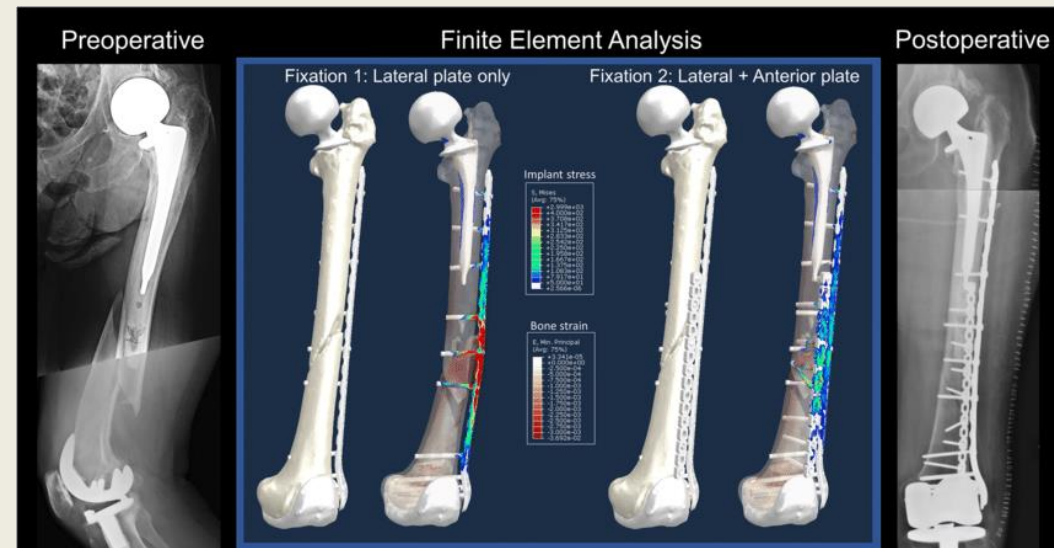


- IFN-SF: شکستگی همزمان گردن و تنه ران
- ناشی از تروماهای پرانرژی
- ریسک بالای ناپایداری مکانیکی:
- (a) عدم جوش خوردگی
- (b) شکست ایمپلنت
- (c) عوارض عملکردی
- علی‌رغم پیشرفت فیکسیشن،
- انتخاب روش بهینه هنوز چالش برانگیز است.



تاریخچه

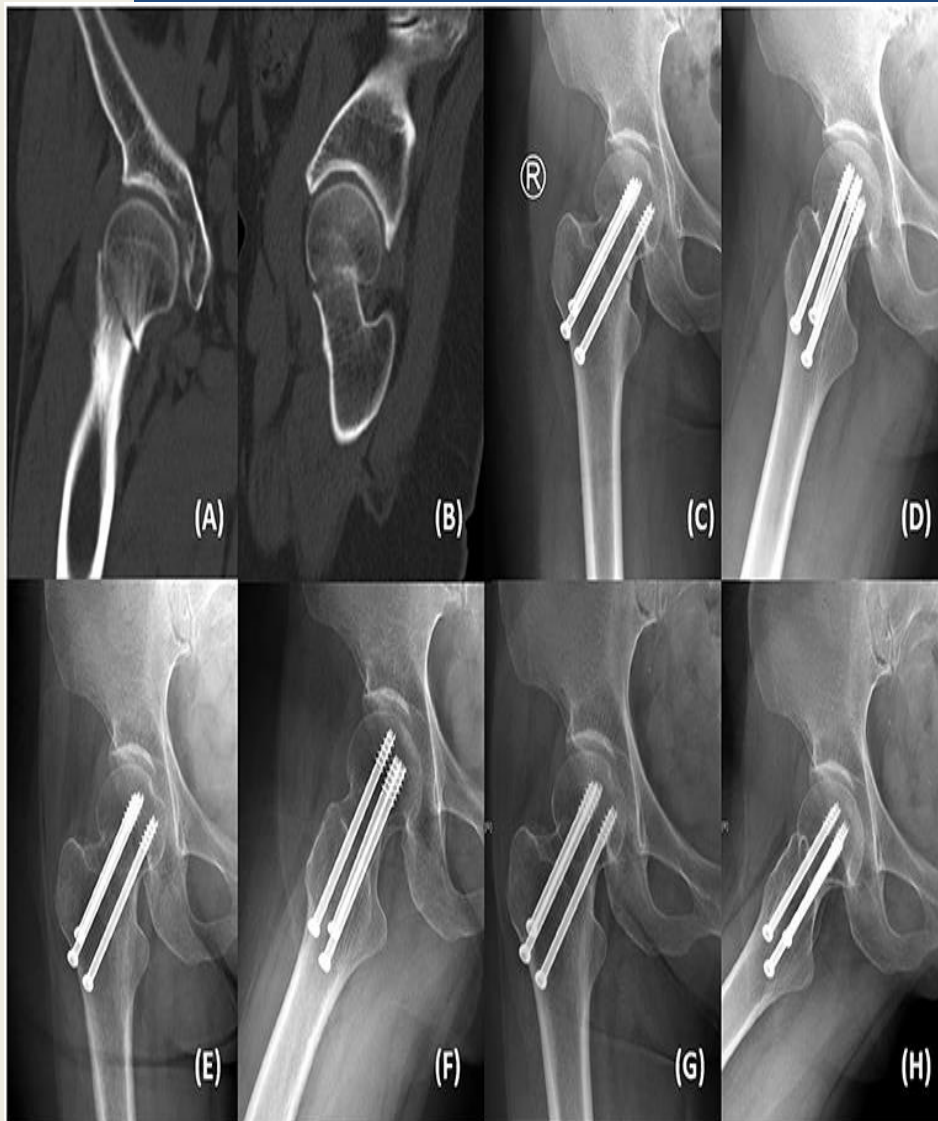
- دهه 1960-1970: شکستگی‌های گردن و تنه استخوان ران به صورت جداگانه بررسی و درمان می‌شدند.
- دهه 1970: معرفی طبقه‌بندی Pauwels و ورود مفاهیم بیومکانیکی نیروهای برشی و فشاری به تحلیل شکستگی گردن ران.
- دهه 1990: افزایش تصادفات پرانرژی و مشاهده بیشتر شکستگی‌های هم‌زمان گردن و تنه ران. (IFN-SF)
- 2000-2010: تمرکز مطالعات بالینی بر مقایسه فیکسیشن تک‌ایمپلنتی و دوایمپلنتی با نتایج متناقض.
- 2010-2020: گسترش استفاده از تحلیل اجزای محدود (FEA) برای بررسی تنش، جابجایی و پایداری فیکسیشن.
- 2020 به بعد: رویکردهای نوین با تأکید بر ارزیابی چندپارامتری و وابسته به الگوی شکستگی، مانند مقاله حاضر.



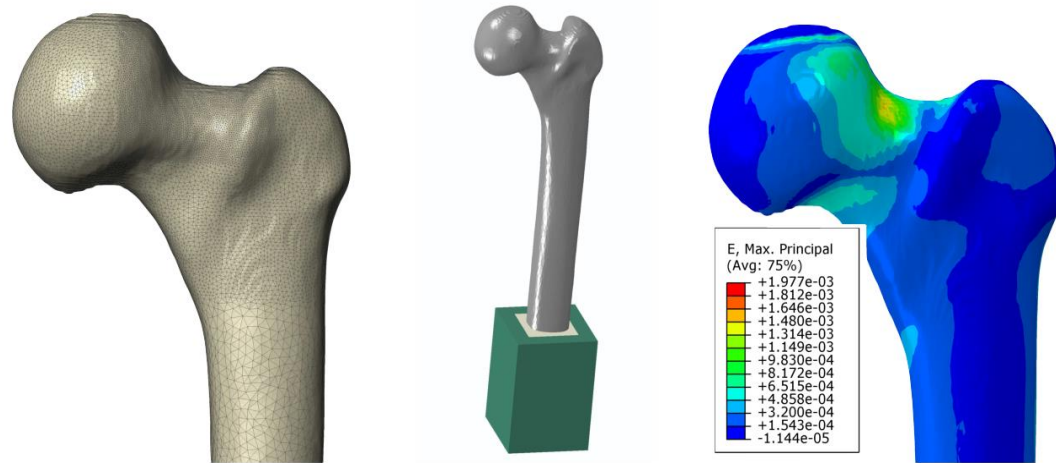
در دنیای واقعی درمان، چه چیزی درست کار نمی‌کنه؟

- شکستگی هم‌زمان گردن و تنه استخوان ران پیچیده است
- با وجود انجام فیکسیشن، برخی بیماران:
 - دچار عدم جوش خوردگی می‌شوند
 - یا شکست ایمپلنت را تجربه می‌کنند
- نتایج درمان در بیماران مختلف قابل پیش‌بینی نیست

در عمل بالینی دیده شده که دو بیمار با درمان مشابه، نتایج متفاوتی دارند.
این یعنی فقط نوع ایمپلنت تعیین‌کننده موفقیت درمان نیست و یک مشکل اساسی وجود دارد.



این مقاله برای حل این مشکل چی کار کرده؟



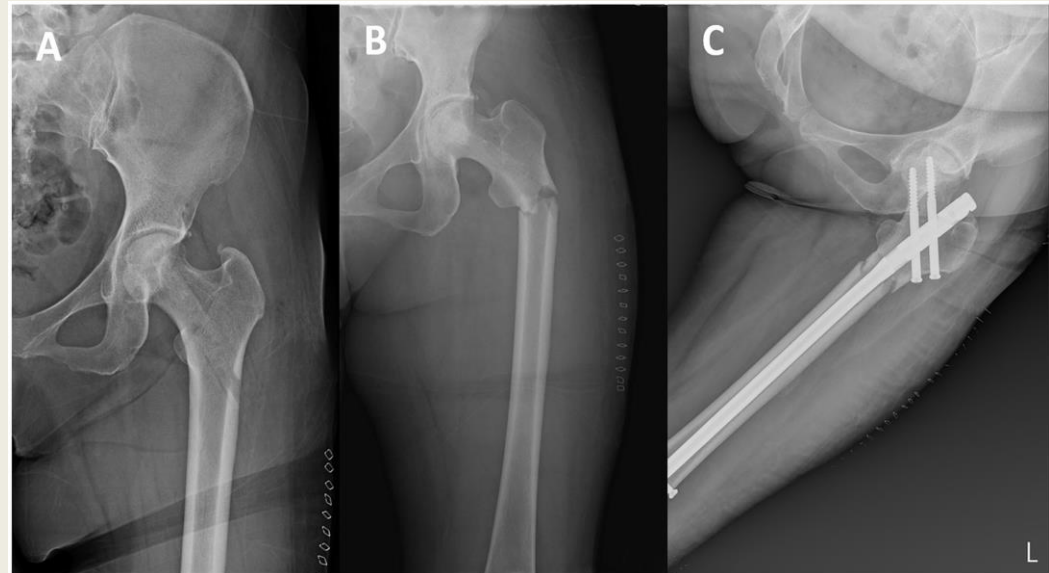
(a) Femur mesh showing the refined area at femoral neck.

(b) Numerical model including the rig used in the experiments.

(c) Maximum principal strains in femur, under stance loading (750 N), numerical model developed and validated in previous work [14].

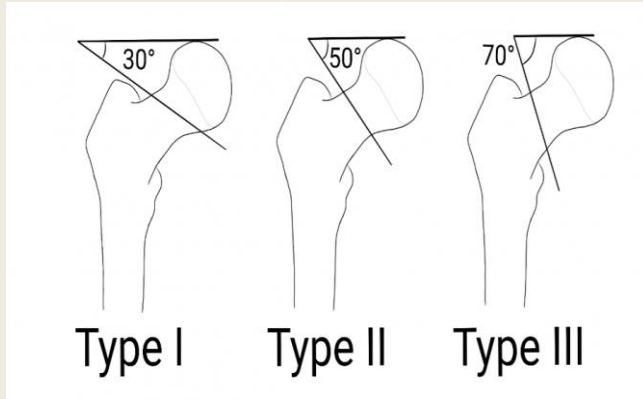
چون نتایج درمان متناقض هست در این مقاله علت این تناقض بررسی میشه.

- بررسی پایداری بیومکانیکی شکستگی‌ها
- مقایسه الگوهای مختلف شکستگی
- شناسایی عوامل مؤثر بر ناپایداری فیکسیشن
- استفاده از تحلیل اجزای محدود (FEA)



Materials and methods

Fracture Classification (طبقه‌بندی شکستگی‌ها)



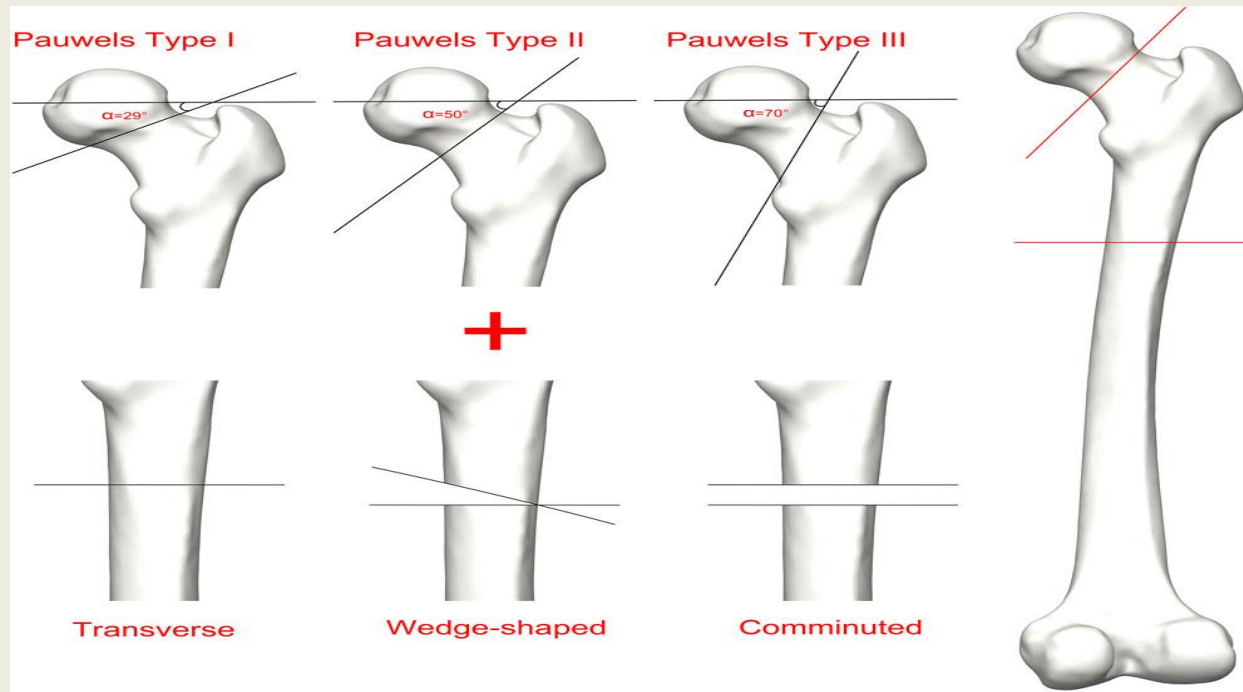
Femoral Neck Fractures (Pauwels = جهت نیروی برشی):

- Type I
- Type II
- Type III

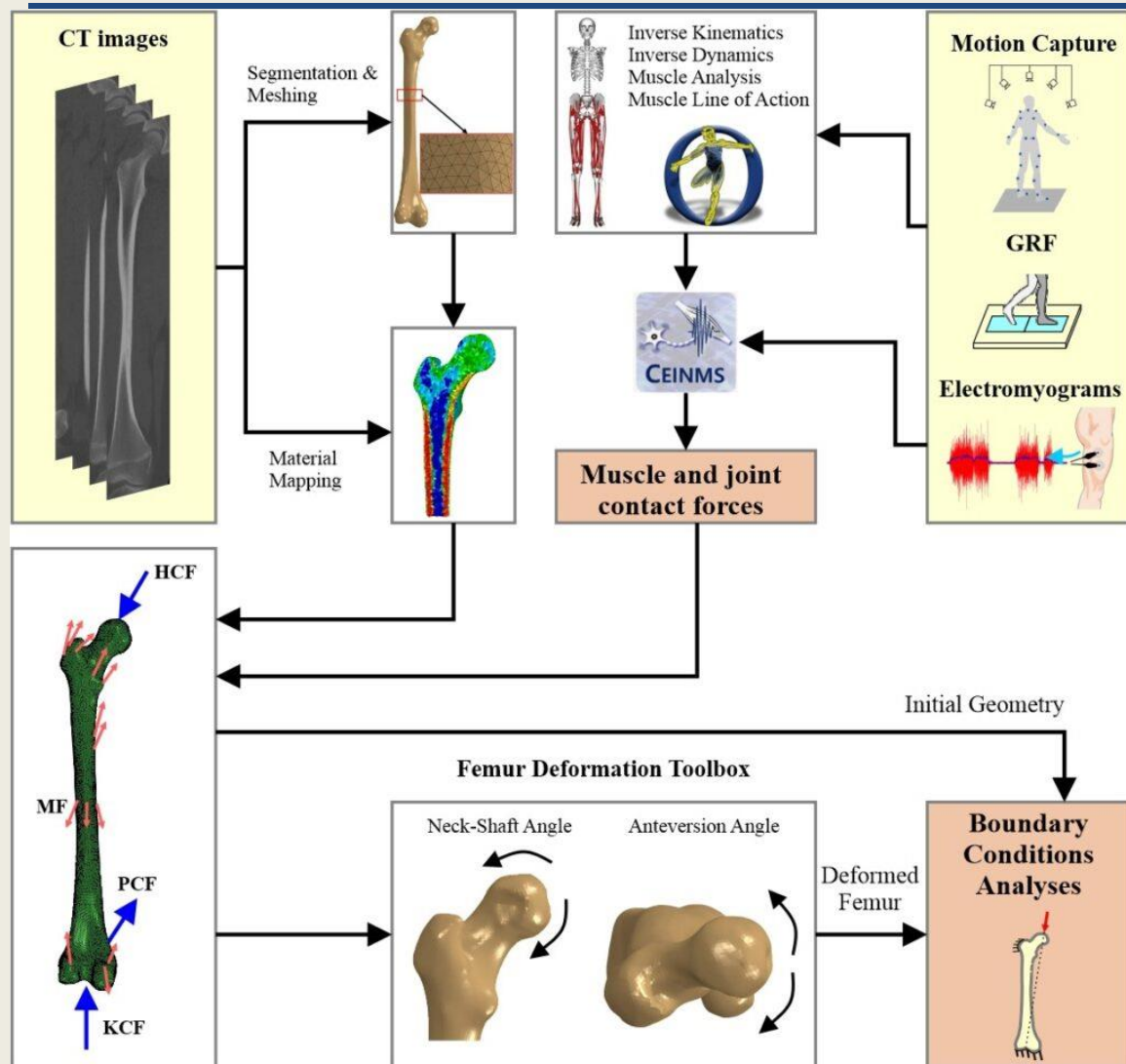
Femoral Shaft Fractures:

- Transverse (T)
- Wedge-shaped (W)
- Comminuted (C)

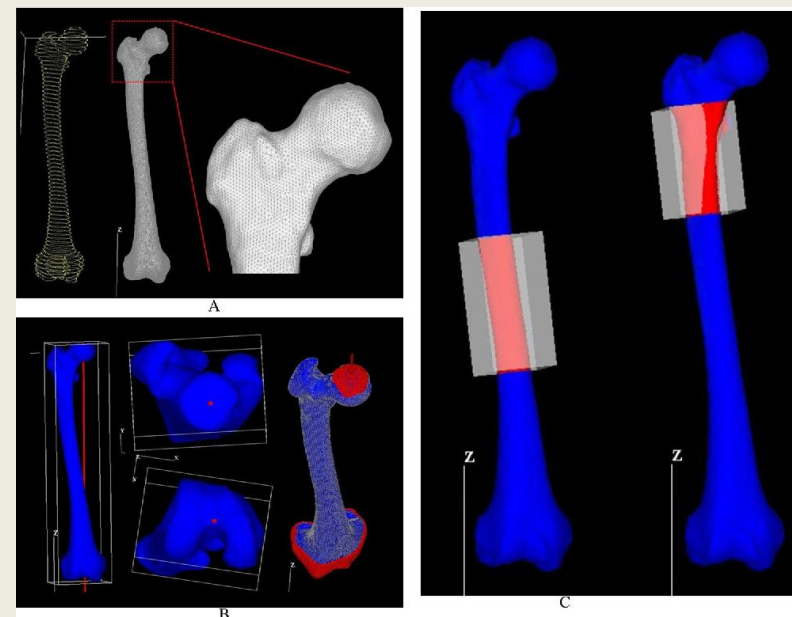
ترکیب این‌ها → ۹ الگوی اصلی شکستگی



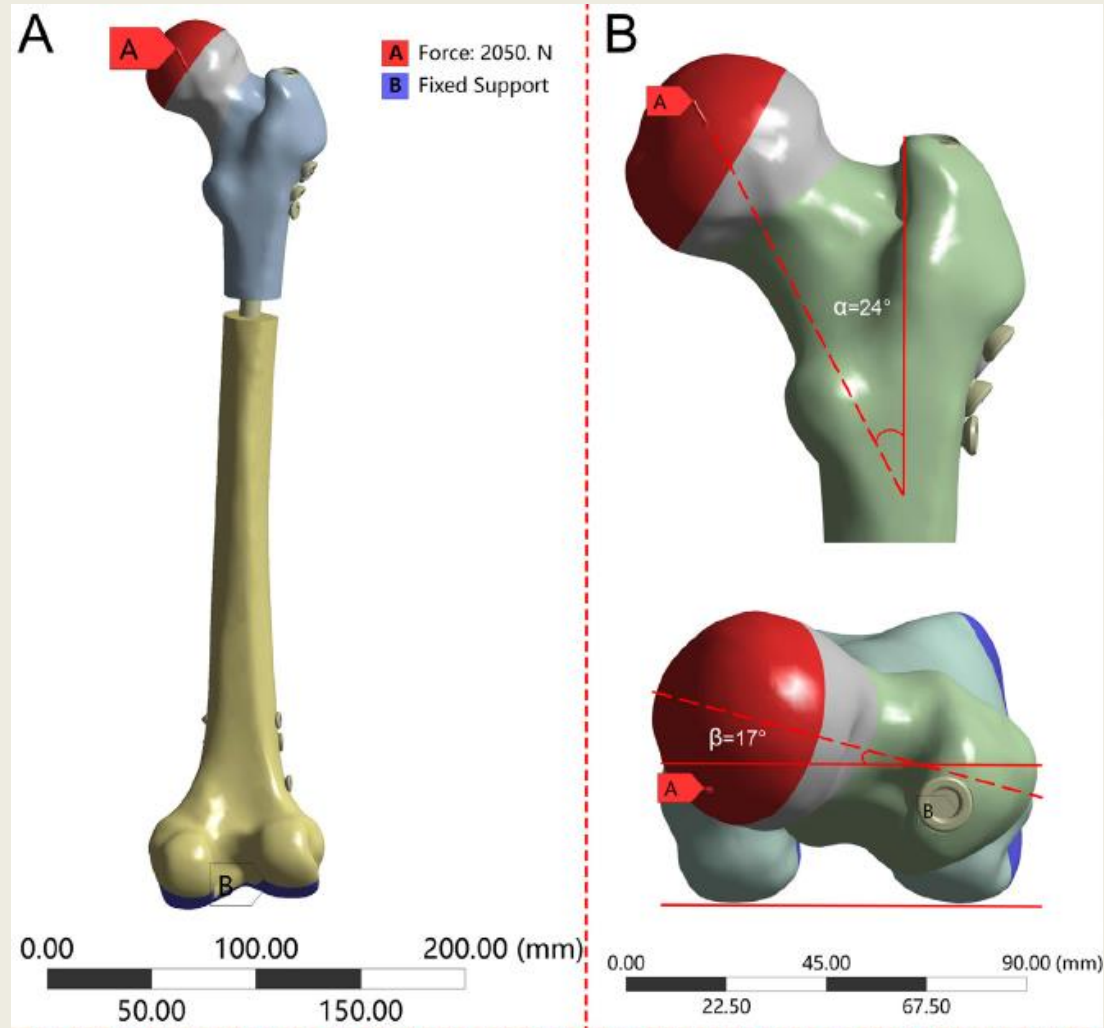
Study Design



- 10 مدل CT استخوان ران سالم
- 3 نوع شکستگی گردن ران (FNF)
- 3 نوع شکستگی تنه ران (FSF)
- ترکیب الگوها → 90 مدل شکستگی
- تحلیل اجزای محدود (FEA)

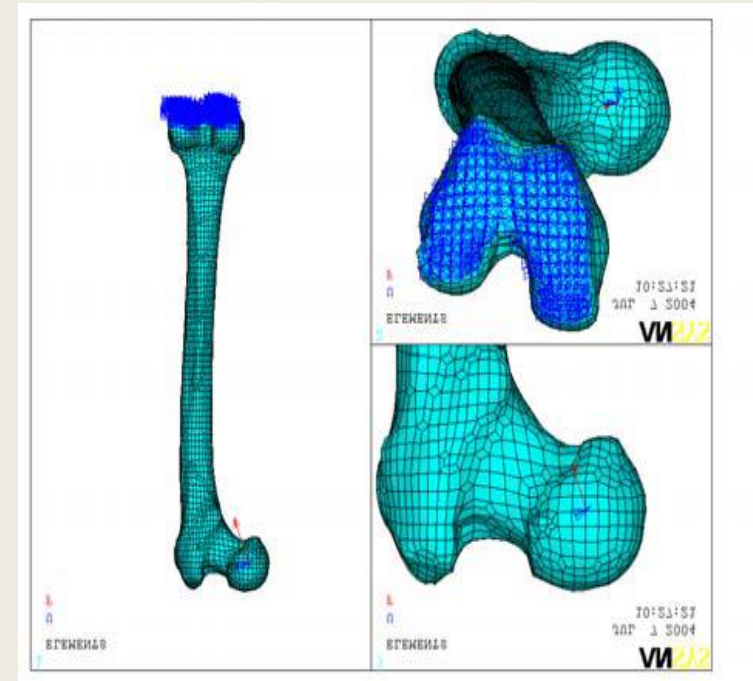


Finite Element Modeling



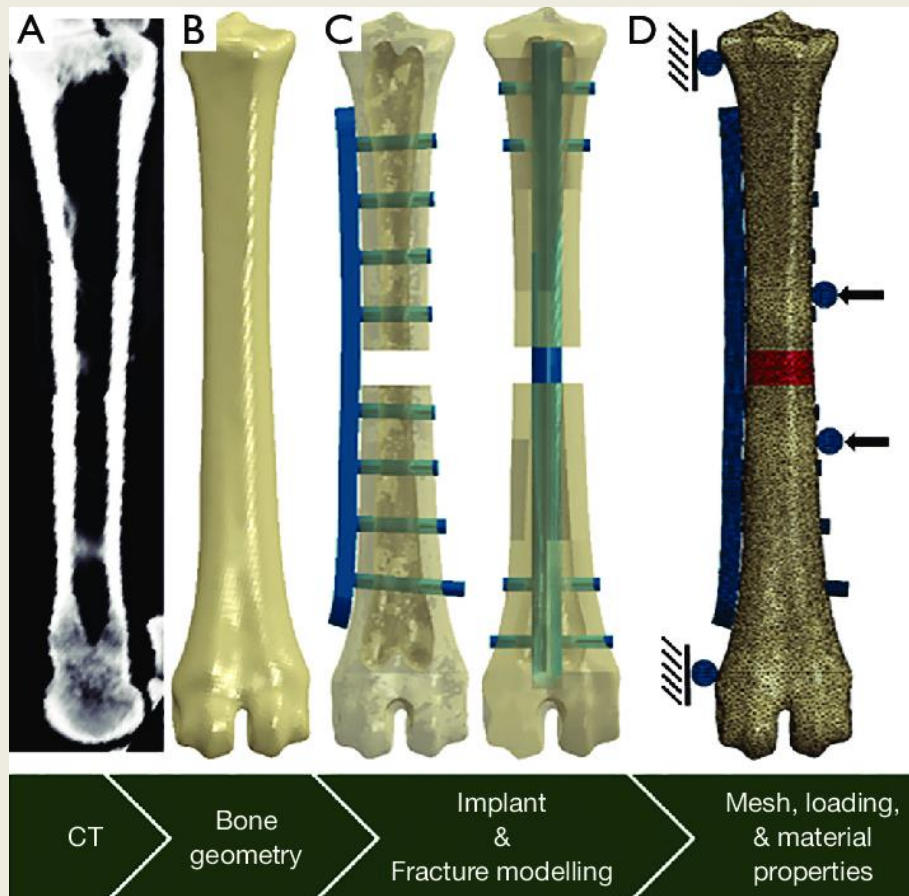
- مدل سازی سه بعدی CT
- بارگذاری: ایستادن روی یک پا
 - اعمال نیروی مفصل ران
 - شرایط مرزی استاندارد

نکته: شرایط نزدیک به فعالیت واقعی روزمره بیمار



Material Properties & Mesh (خواص و مواد شبکه بندی)

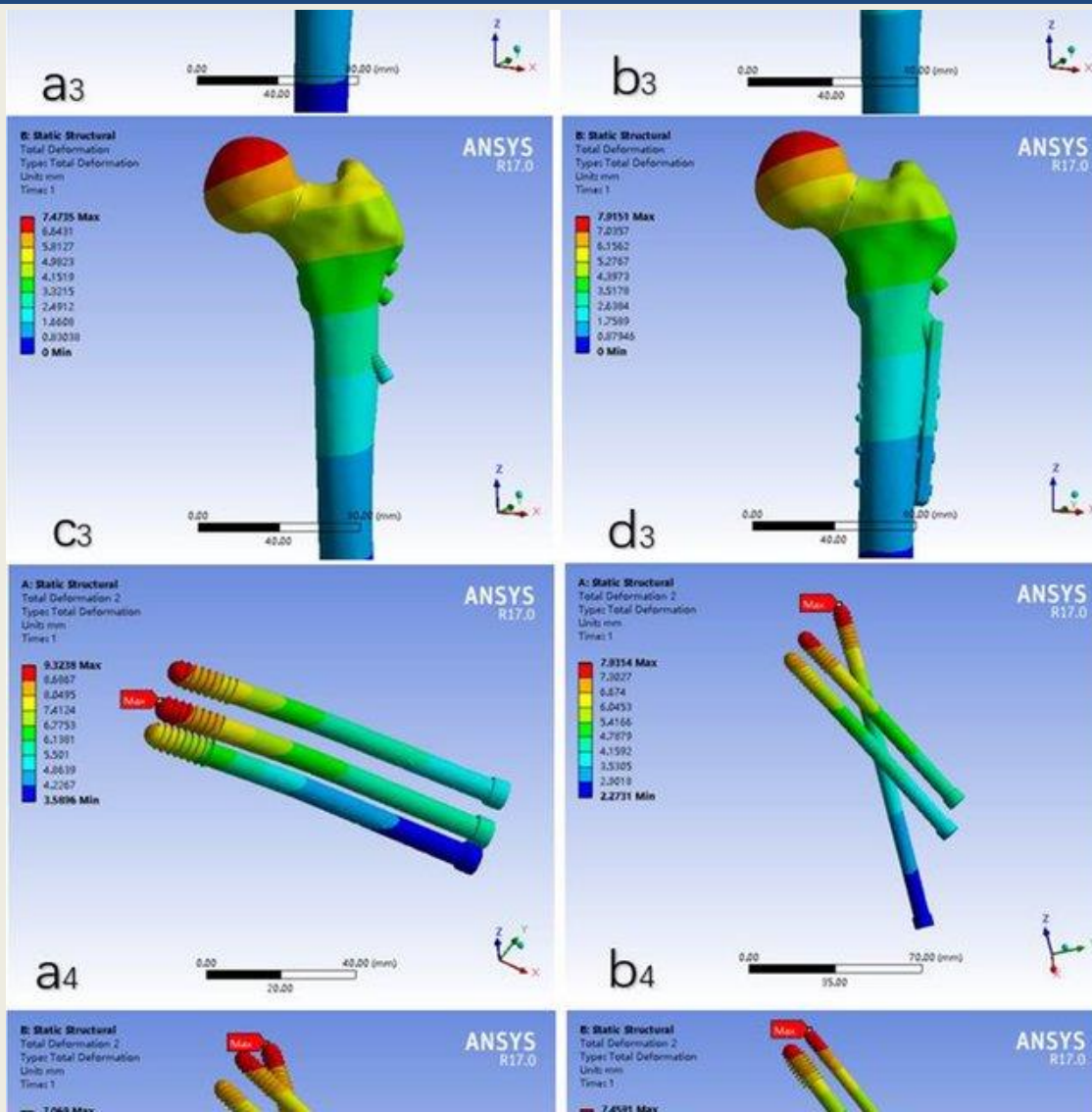
- خواص مکانیکی استخوان از داده‌های CT استخراج شد
- مدول الاستیسیته استخوان بر اساس مقادیر HU محاسبه گردید
- استخوان به صورت ماده ناهمگن و ایزوتروپیک مدل سازی شد
- ایمپلنت‌ها از جنس $Ti-6Al-7Nb$ در نظر گرفته شدند
- برای اطمینان از دقت نتایج، آزمون همگرایی مش انجام شد



$$E_B \text{ (MPa)} = 0.004 (131 - 1.067HU)^{2.01}$$

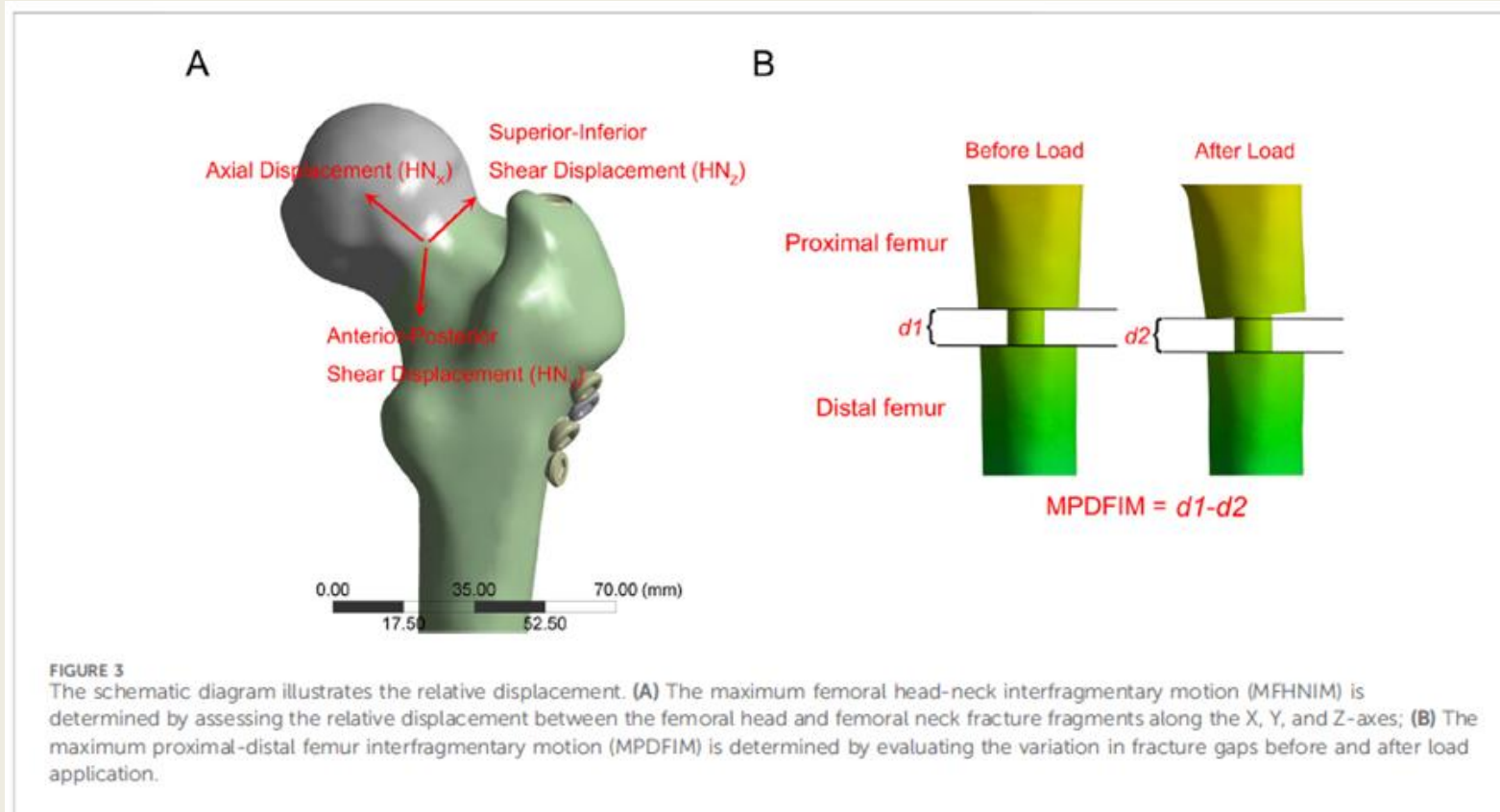
این فرمول مدول الاستیسیته استخوان را از CT استخراج می‌کند.

Biomechanical Parameters



- MIVMS تنش ایمپلنت
- MPDFIM حرکت بین قطعه ای ران
- MFHNIM حرکت سر-گردن
- تنش های استخوانی
- فون مایزر
- جابجایی
- حرکت بین قطعه ای

Interfragmentary Motion Formula



$$MFHNIM = \sqrt{HN_x^2 + HN_y^2 + HN_z^2}$$

حرکت نسبی بین سر و گردن ران شاخص پایداری شکستگی است.

Statistical & Entropy Analysis

TABLE 1 Results of two-way repeated measures analysis of variance for nine biomechanical parameters.

	FNF type		FSF type		FNF*FSF	
	F	p	F	p	F	p
Stiffness (N/mm)	0.13	0.88	0.29	0.75	0.02	1.00
MIVMS (Mpa)	10.74	0.00*	911.17	0.00*	9.12	0.00*
MID (mm)	0.19	0.83	0.38	0.69	0.05	1.00
MPFVMS (MPa)	34.21	0.00*	431.88	0.00*	20.97	0.00*
MDFVMS (MPa)	0.29	0.75	156.01	0.00*	8.73	0.00*
MFD (mm)	0.19	0.82	0.37	0.69	0.05	1.00
MFNVMS (MPa)	180.52	0.00*	0.09	0.91	0.42	0.80
MFHNIM (mm)	208.85	0.00*	1.11	0.34	0.35	0.84
MPDFIM (mm)	0.03	0.97	1374.23	0.00*	0.04	1.00

*p < 0.05.

• تحلیل آماری با ANOVA دوطرفه

• بررسی اثر:

• نوع شکستگی گردن ران (FNF)

• نوع شکستگی تنه ران (FSF)

• استفاده از روش آنتروپی (برای وزن دهی)

• ترکیب چند پارامتر بیومکانیکی در یک امتیاز کلی پایداری

(ارزیابی چند پارامتری پایداری)

TABLE 2 Entropy value, utility value, and weight of biomechanical parameters.

Parameters	Entropy value (e)	Utility value (d)	Weighting coefficient (%)
Stiffness (N/mm)	0.953	0.047	9.7
MIVMS (Mpa)	0.882	0.118	24.5
MID (mm)	0.961	0.039	8.2
MPFVMS (MPa)	0.961	0.039	8.2
MDFVMS (MPa)	0.962	0.038	7.9
MFD (mm)	0.942	0.058	12.0
MFNVMS (MPa)	0.965	0.035	7.3
MFHNIM (mm)	0.976	0.024	5.1
MPDFIM (mm)	0.918	0.082	17.1

Results

Implant Stress Distribution توزیع تنش در ایمپلنت

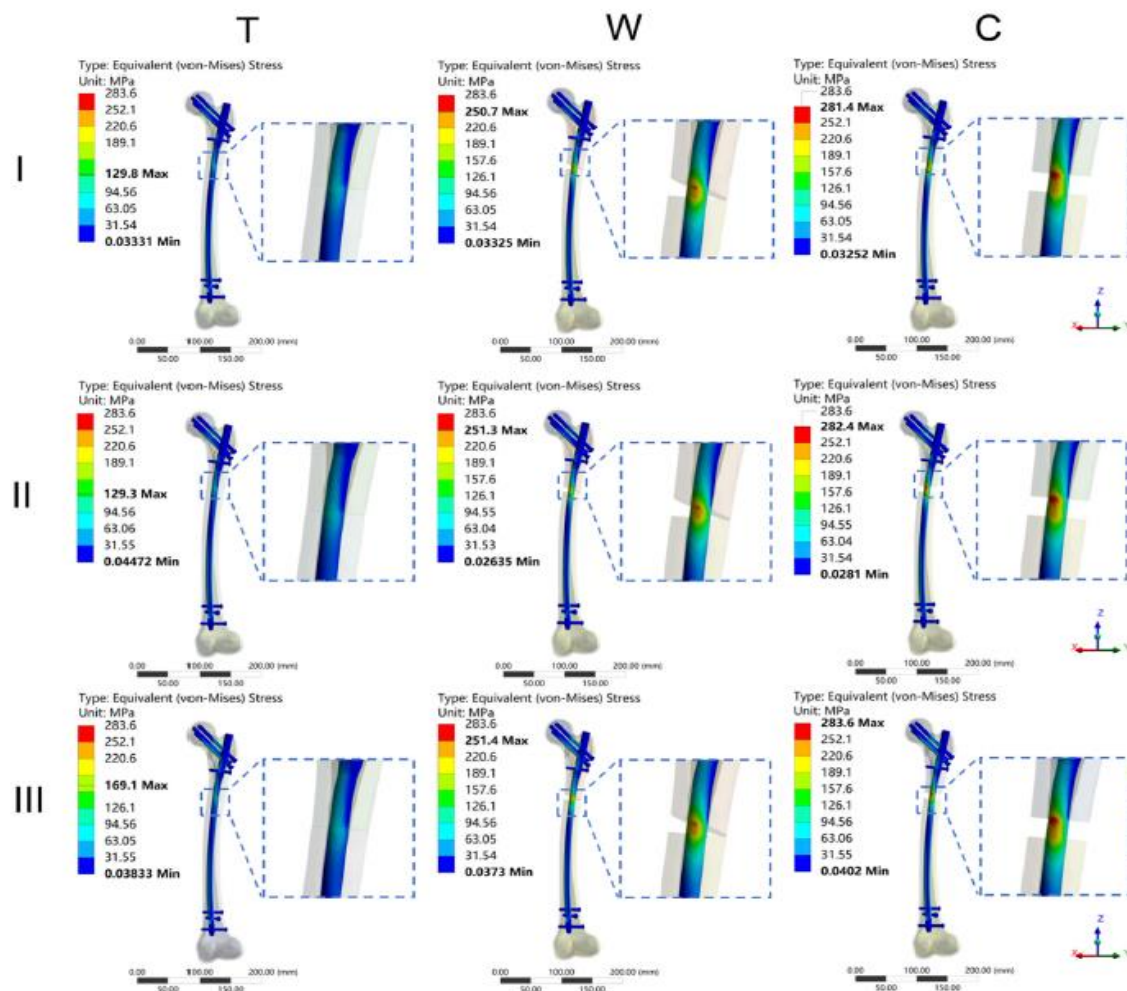
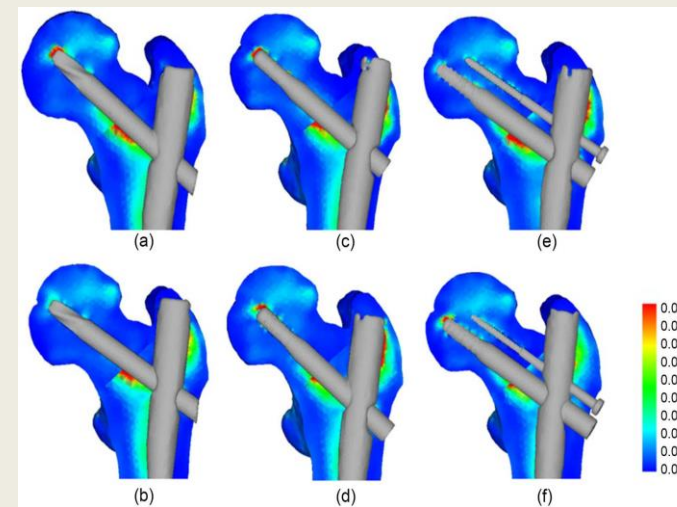


FIGURE 5
The cloud diagram of the maximum implant von Mises stress. I: Pauwels type I femoral neck fracture; II: Pauwels type II femoral neck fracture; III: Pauwels type III femoral neck fracture; T: Transverse femoral shaft fracture, W: wedge-shaped femoral shaft fracture, C: comminuted femoral shaft fracture.

- بیشترین تنش در:
- شکستگی‌های Comminuted
- Pauwels III
- تمرکز تنش در دیستال شکستگی تنه
- بدترین حالت Pauwels III + Comminuted :
- بیشترین تنش در شکستگی‌های خردشده



Proximal Femur Stress

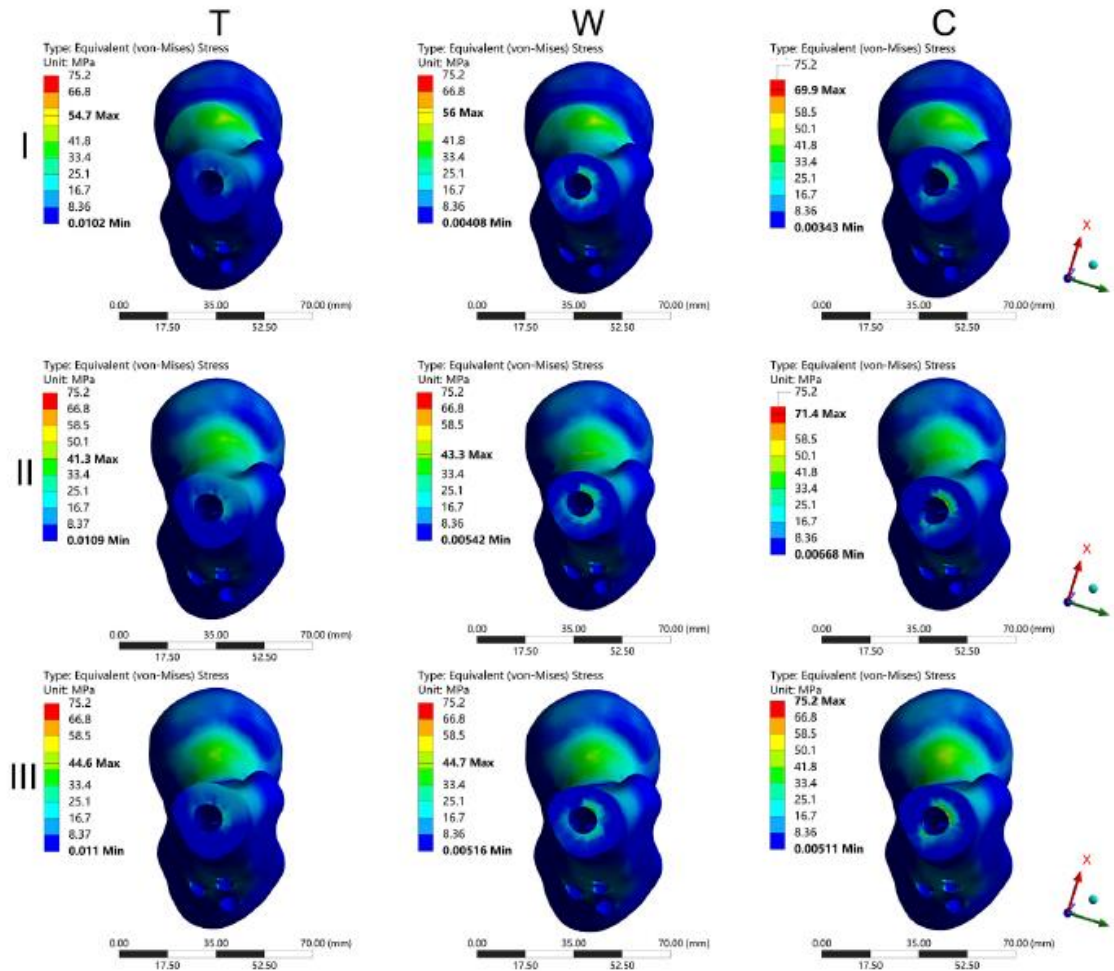


FIGURE 6
The cloud diagram of the maximum proximal femur von Mises stress. I: Pauwels type I femoral neck fracture; II: Pauwels type II femoral neck fracture; III: Pauwels type III femoral neck fracture; T: Transverse femoral shaft fracture, W: wedge-shaped femoral shaft fracture, C: comminuted femoral shaft fracture.

افزایش تنش استخوانی با افزایش ناپایداری
بدترین حالت: III-C

تنش استخوانی نزدیک مفصل ران چگونه تغییر می کند

Distal Femur Stress

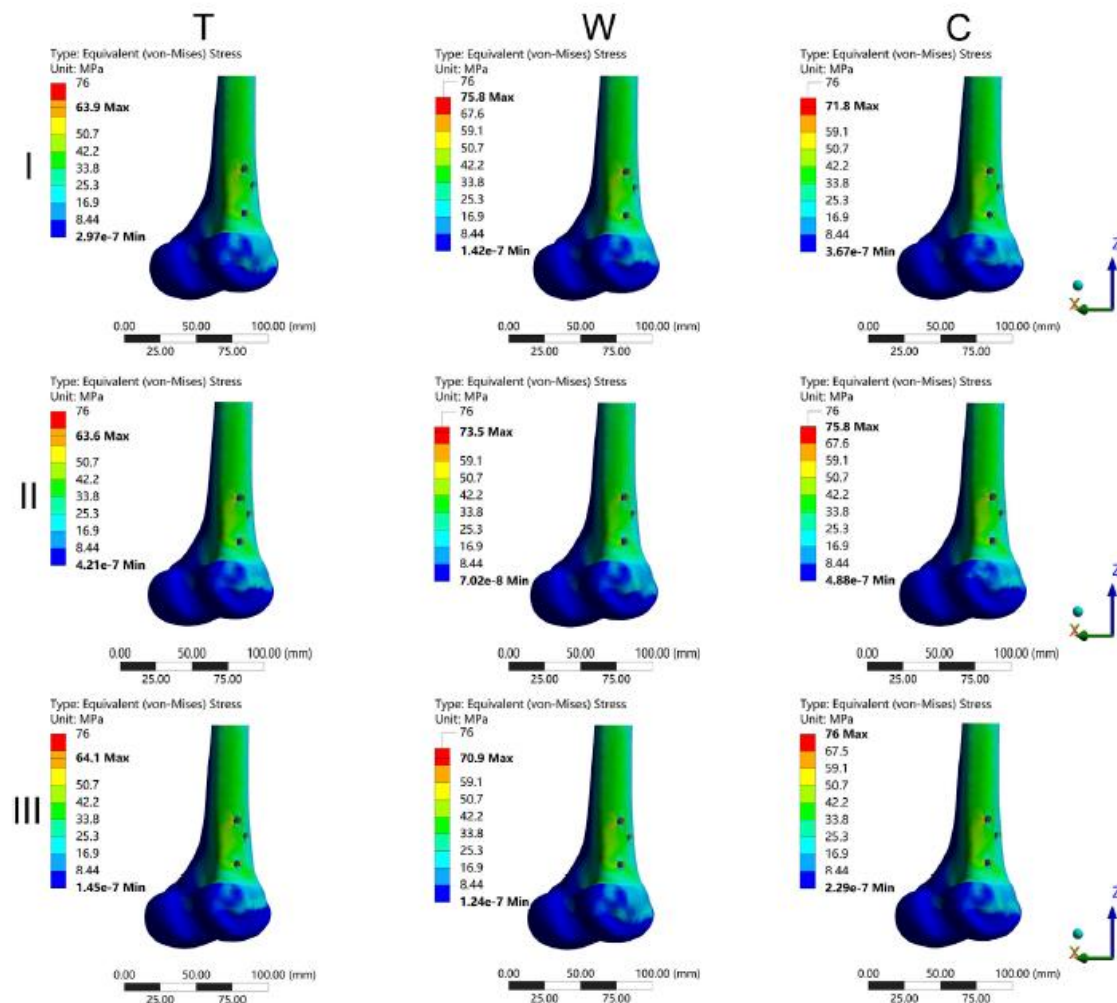
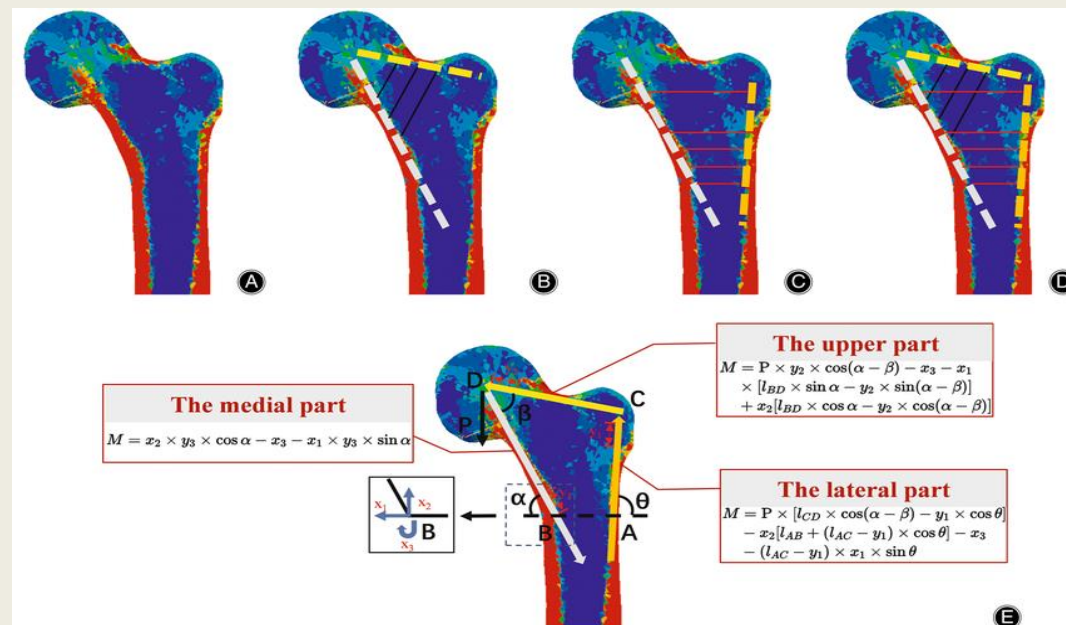


FIGURE 7
The cloud diagram of the maximum distal femur von Mises stress. I: Pauwels type I femoral neck fracture; II: Pauwels type II femoral neck fracture; III: Pauwels type III femoral neck fracture; T: Transverse femoral shaft fracture; W: wedge-shaped femoral shaft fracture; C: comminuted femoral shaft fracture.

- تنش در امتداد محور مکانیکی
- تنش بیشتر در Comminuted



رفتار انتقال بار در پایین استخوان ران را نشان می‌دهد

Femoral Neck Stress

- تمرکز تنش در ناحیه کالکار و اطراف مسیر پیچ‌ها
- افزایش تنش با افزایش زاویه Pauwels
- بیشترین تنش در Pauwels III
- شکستگی‌های Comminuted shaft تنش بالاتری ایجاد می‌کند
- گردن استخوان ران نقطه بحرانی شکست مکانیکی است، به‌ویژه زمانی که:
- زاویه Pauwels بالا باشد
- و شکستگی تنه ران از نوع خردشده باشد

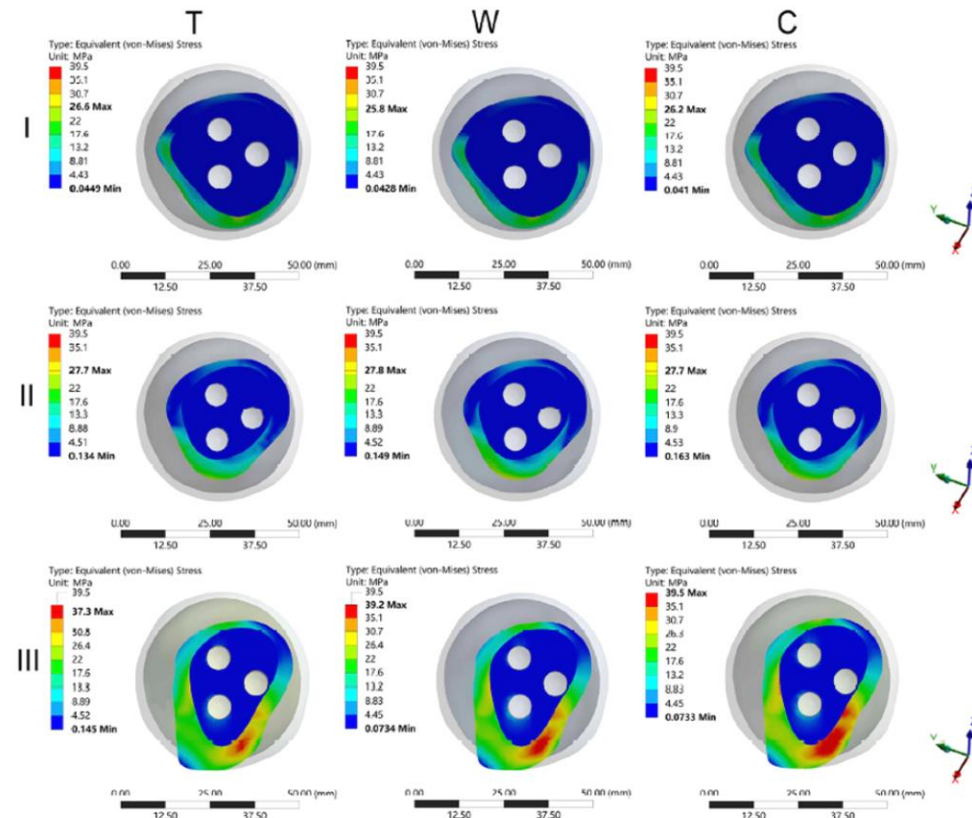
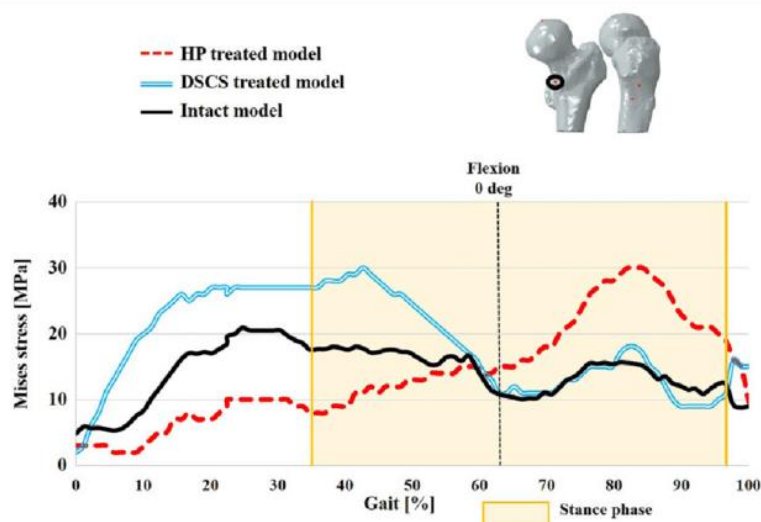


FIGURE 8
The cloud diagram of the maximum femoral neck von Mises stress. I: Pauwels type I femoral neck fracture; II: Pauwels type II femoral neck fracture; III: Pauwels type III femoral neck fracture; T: Transverse femoral shaft fracture, W: wedge-shaped femoral shaft fracture, C: comminuted femoral shaft fracture.

تنش بالا افزایش ریسک نکروز و ناپایداری → Pauwels III

Entropy Results

Parameters	Entropy value (e)	Utility value (d)	Weighting coefficient (%)
Stiffness (N/mm)	0.953	0.047	9.7
MIVMS (Mpa)	0.882	0.118	24.5
MID (mm)	0.961	0.039	8.2
MPFVMS (MPa)	0.961	0.039	8.2
MDFVMS (MPa)	0.962	0.038	7.9
MFD (mm)	0.942	0.058	12.0
MFNVMS (MPa)	0.965	0.035	7.3
MFHNIM (mm)	0.976	0.024	5.1
MPDFIM (mm)	0.918	0.082	17.1

مهم ترین شاخص ها:

MIVMS → 24.5%•

MPDFIM → 17.1%•

این دو قوی ترین پیش بین های پایداری هستند

- جدول 2 نتایج روش آنتروپی برای وزن دهی پارامترهای بیومکانیکی را نشان می دهد.
- پارامترهایی که تغییرپذیری بیشتری بین مدل ها دارند، وزن بالاتری دریافت کرده اند.
- تنش فونمایز ایمپلنت (MIVMS) بیشترین وزن (~24.5%) را دارد.
- جابجایی بین قطعه ای تنه ران (MPDFM) دومین پارامتر مهم (~17.1%) است.
- پارامترهای مربوط به گردن ران وزن متوسط تا پایین تری دارند.
- این نتایج نشان می دهد پایداری شکستگی وابسته به چند پارامتر کلیدی است، نه یک شاخص واحد.

- این شکل امتیاز پایداری کلی (Composite Score) را برای انواع شکستگی‌های IFN-SF نشان می‌دهد.
- امتیازها با استفاده از روش آنتروپی و ترکیب چند پارامتر بیومکانیکی محاسبه شده‌اند.
- شکستگی‌های Pauwels نوع I همراه با شکستگی عرضی تنه (I+T) بالاترین پایداری را دارند.
- با افزایش زاویه Pauwels از نوع I به III ، امتیاز پایداری به طور کلی کاهش می‌یابد.
- ترکیب با شکستگی خردشده تنه ران (C) کمترین امتیاز پایداری را نشان می‌دهد.
- این نتایج بیانگر آن است که الگوی شکستگی نقش تعیین‌کننده‌ای در پایداری فیکسیشن دارد.

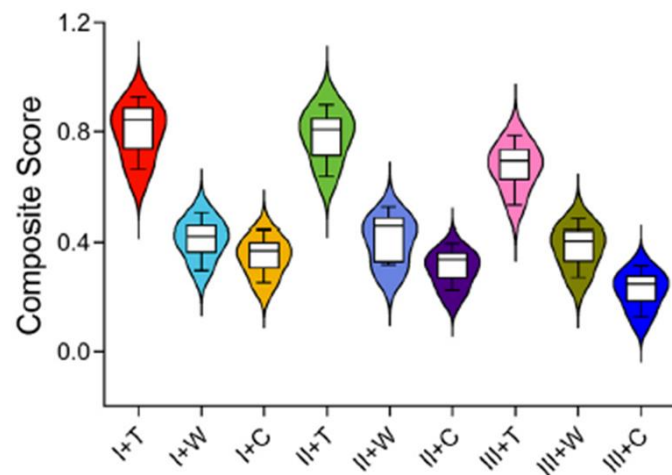


FIGURE 9
Composite scores for different types of IFN-SFs calculated using the entropy score method.

Stability Ranking

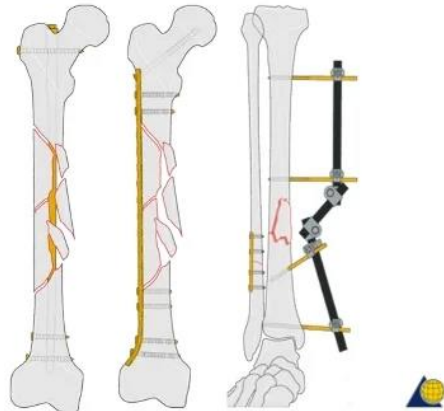
• پایدارترین: I-T

• ناپایدارترین: III-C

Relative stability by splinting/bridging

Splints reduce, but do not abolish motion at fracture focus, allowing active limb movement without pain

- Splints must be
- "coupled" to the
- Main fragments
- Locked nail
- Bridging plate
- External fixator



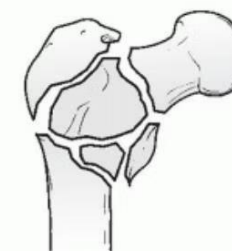
Stable



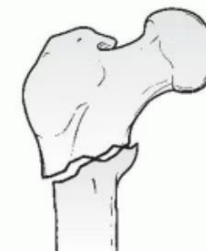
Stable



Unstable



Unstable



Unstable

Clinical Implications

- شکستگی پایدار → تک ایمپلنت کافی
- شکستگی ناپایدار → فیکسیشن تقویت شده
- اهمیت تشخیص الگو
 - دوا ایمپلنتی
 - کاهش گپ شکستگی

Conclusion

- نوع شکستگی تعیین کننده پایداری
- ارزیابی چند پارامتری ضروری
- بیومکانیک = پایه تصمیم بالینی

Take Home Message

یک بیماری واحد $\neq$ IFN-SF
پرریسک‌ترین الگو = III-C
تصمیم درمانی باید بیومکانیکی باشد



این مقاله در ژورنال بین‌المللی و داوری‌شده Frontiers in Bioengineering and Biotechnology چاپ شده است.

اعتبار سنجی

ژورنال انتشار

این مقاله در ژورنال زیر چاپ شده است:

Frontiers in Bioengineering and Biotechnology

ناشر

• ناشر: **Frontiers Media SA**

• کشور ناشر: سوئیس

Frontiers یکی از ناشران معتبر بین‌المللی در حوزه علوم پزشکی، مهندسی زیستی و بیومکانیک است.

وضعیت علمی ژورنال

• **Peer-reviewed** ✓ **داوری‌شده** ✓

• نمایه‌شده در پایگاه‌های معتبر مثل:

• **Scopus**

• **Web of Science**

• **PubMed / PubMed Central**

• سال انتشار **2025**

• جلد **Volume 13**

References

1. Abd Aziz, A. U., Ammarullah, M. I., Ng, B. W., Gan, H. S., Abdul Kadir, M. R., and Ramlee, M. H. (2024). Unilateral external fixator and its biomechanical effects in treating different types of femoral fracture: a finite element study with experimental validated model. *Heliyon* 10 (4), e26660. doi:10.1016/j.heliyon.2024.e26660
2. Alborno, Y., Abunimer, A., Abuodeh, Y., Salameh, M., Kayali, H., and Ahmed, G. (2023). The surgical outcomes of fixing ipsilateral femoral neck and shaft fractures: single versus double implants fixation. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* 33 (5), 1613–1618. doi:10.1007/s00590-022-03312-0
3. Augat, P., Burger, J., Schorlemmer, S., Henke, T., Peraus, M., and Claes, L. (2003). Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model.
4. Bastian, J. D., Ivanova, S., Mabrouk, A., Biberthaler, P., Caba-Doussoux, P., and Kanakaris, N. K. (2023). Surgical fixation of ipsilateral femoral neck and shaft fractures: a matter of debate? *EFORT Open Rev.* 8 (9), 698–707. doi:10.1530/eor-23-0006
5. Boulton, C. L., and Pollak, A. N. (2015). Special topic: ipsilateral femoral neck and shaft fractures--does evidence give us the answer? *Injury* 46 (3), 478–483. doi:10.1016/j.injury.2014.11.021
6. M. (2011). Rigidity of unilateral external fixators--a biomechanical study. *Injury* 42 (12), 1449–1454. doi:10.1016/j.injury.2011.05.024
7. Chou, Y. C., Lee, D., Chang, T. M., Hsu, Y. H., Yu, Y. H., Chan, E. C., et al. (2017). Combination of a biodegradable three-dimensional (3D) - printed cage for mechanical support and nanofibrous membranes for sustainable release of antimicrobial agents for treating the femoral metaphyseal comminuted fracture. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater* 72, 209–218. doi:10.1016/j.jmbbm.2017.05.002
8. J., et al. (1998). Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clin.*
9. Elkins, J., Marsh, J. L., Lujan, T., Peindl, R., Kellam, J., Anderson, D. D., et al. (2016). Motion predicts clinical callus formation: construct-specific finite element analysis of
10. Gupta, A., Jain, A., Mittal, S., Chowdhury, B., and Trikha, V. (2023). Ipsilateral femoral neck and shaft fractures: case series from a single Level-I trauma centre and review of literature. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* 33 (4), 803–809. doi:10.1007/s00590-021-03199-3

سپاس از همراهی شما.

<https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1641700>