股骨颈的实验力学研究

张伊卓¹ 宋雅伟^{2*} 卞雯文³

1. 南京体育学院研究生部,南京 210014

2. 南京体育学院科研处,南京 210014

3. 吉首大学体育科学学院,湖南 吉首 416000

中图分类号: R681.8 文献标识码: A 文章编号: 1006-7108(2015) 09-1065-04

摘要: **目的** 股骨的不同颈干角、不同扭转角以及弹性模量对股骨颈中松质骨受力的影响。**方法** 在股骨颈的松质骨中植入力传感器,在 Instron 材料试验机上进行两种不同的加载速度,四种不同载荷进行试验分析。**结果** 颈干角越大,股骨颈中的松质骨的受力越小,扭转角越大,受力越小,股骨模量与股骨颈中的松质骨受力相关,快速的冲击使股骨颈中的松质骨承受较大的力,但是当超过松质骨的弹性形变,慢速的压缩载荷使松质骨承受较大的应力。**结论** 正常的颈干角,扭转角是有益于松质骨的承受负荷,颈干角大,松质骨受力变小,不利于股骨颈中的松质骨的骨小梁的保持,尤其是发生骨质疏松,松质骨变得稀疏,更不能承力,容易发生骨折。扭转角大,松质骨受力变小,也会造成松质骨的稀疏,骨折的风险也会大。

关键词: 股骨颈;松质骨;模量;颈干角;扭转角

An experimental mechanical test study on the femoral neck

ZhANG Yizhuo¹, SONG Yawei²

1. School of Graduate, Nanjing Sport Institute, Nanjing 210014, China

2. Department of Science Research, Nanjing Sport Institute, Nanjing, 210014, China

3. School of Physical Education and Sport Science Jishou University, Jishou 416000, China

Corresponding author: SONG Yawei, Email: syw0008@163.com

Abstract: Objective To investigate the influence of different neck shaft angle, torsion angle, and elastic modulus in the force characteristics of the cancellous bone of the femoral neck. **Methods** A sensor was implanted in the cancellous bone of the femoral neck. The bone under two loading rate and four kinds of load was tested using Instron testing machine. **Results** The larger the neck shaft angle was, the smaller the force of the cancellous bone of femoral neck bore. The larger the torsion angle was, the smaller the force it bore. The modulus of femur neck was related to the force that the cancellous bone of femoral neck bore. Rapid impact made the cancellous bone of the femoral neck stood larger force. When the force was beyond the elastic deformation of the cancellous bone, compressive load under slow speed made cancellous bone stood greater stress. **Conclusion** Normal neck shaft angle and torsion angle are beneficial to the bearing capacity of the cancellous bone. When neck shaft angle gets larger, the cancellous bone stands less force, which is not beneficial to the stability of the cancellous bone of femoral neck. Especially in osteoporosis, the cancellous bone becomes sparse, which is vulnerable to the load and is prone to fracture. Larger torsion angle and less force standing by the cancellous bone can also cause the thinning of the cancellous bone and higher risk of fracture.

Key words: Femoral neck; Cancellous bone; Modulus; Neck shaft angle; Torsion angle

股骨在正常行走的状态下,股骨承受的力大概是人体体重,在跑、跳时,股骨承受的力是人体重的3-5倍。股骨颈是下肢比较容易受伤的地方,股骨颈骨折是临床常见、多发于老年人的骨折类型,随着

社会老龄化,股骨颈骨折发病率越来越高^[1]。虽然有各种治疗手法,但仍有14%患者发生骨折不愈合,而且即使愈合,由于该部位力的传导和股骨头血供的特殊性,股骨头缺血坏死的发生率仍高达20%-40%,故据此称之为“尚未解决的骨折”^[2]。

股骨颈的骨密质和骨松质共同承受着来自身体的重量,骨密质承受大部分的力,在真实的人体中,

基金项目:江苏省高校优势学科建设工程资助项目;国家自然科学基金项目(31270998)

* 通讯作者:宋雅伟,Email: syw0008@163.com

股骨颈骨松质的受力大小,颈干角,扭转角,股骨模量对松质骨受力的影响,不同的加载方式对股骨颈中的松质骨的影响目前还不清楚^[3]。

通过在股骨颈的松质骨中进行应变片传感器(尺寸:20 mm×8 mm×1 mm)的包埋,包埋后填充骨水泥,最大程度降低对结构破坏,通过模拟正常人体的股骨的受力,来研究在股骨受力的过程中松质骨的受力特点,探讨不同颈干角、不同扭转角对股骨颈中的松质骨的受力的影响,以及股骨本身的模量对股骨颈中的松质骨的相互影响,对预防股骨颈骨折具有现实意义^[4]。

1 研究对象与方法

1.1 实验对象

选取大小,形态,颈干角比较典型的股骨一批,在 Instron 材料力学试验机上进行压缩实验,选取模量相似的股骨三根编号 2、3、4,挑选模量比上述股骨小的股骨编号 1 号,测量四根股骨的颈干角,其中 4 号股骨的颈干角,扭转角比较接近正常。股骨参数如下表。

1.2 实验仪器

1.2.1 kistler-9222 传感器,采集频率为 50 Hz。

1.2.2 材料压缩实验采用 Instron 电子万能材料试

验机(3367),股骨按照人正常站立位时的解剖位置放在电子万能材料试验机上,调整材料试验机,机器上方的压力面稍微贴着股骨头,调整电脑上软件里的加载方式,最大加载载荷,横梁加载速度,以 300 mm/min、50 mm/min 两种的加载速度,以 1 000 N、2 000 N、3 000 N、4 000 N 为载荷进行加载实验。

表 1 四根股骨解剖学参数

Table 1 Anatomical parameters on the four femurs

骨编号	颈干角(°)	股骨头高度(cm)	股骨扭转角(°)
1	134	5.5	14
2	131	6	33
3	145	6.3	10
4	133	5	12

1.3 数据的处理和统计

数值保存为 excel,取出屈服能量、模量、最大应变、最大应力、传感器力,冲量,生成曲线,得到三根股骨的模量曲线等,进行统计分析。

2 结果与分析

2.1 横梁速度为 50 mm/min 的加载实验

将股骨放置于 Instron 材料试验机,横梁速度为 50 mm/min,分别以 1 000 N、2 000 N、3 000 N、4 000 N 载荷进行加载实验。

表 2 横梁速度为 50 mm/min 加载的力学参数

Table 2 Mechanical parameters at the speed of 50 mm/min loading rate

样品编号	横梁速度(mm/min)	力(kN)	屈服能量(J)	模量(MPa)	最大应变(mm/min)	最大应力(MPa)	传感器力(N)	冲量(N * S)
1	50	1000	1.036	174	0.0502	6.504	35	29.75
1	50	2000	4.212	166.1	0.0916	13.01	52	117.11
1	50	3000	9.204	219.4	0.1117	19.51	85.52	210.85
1	50	4000	13	137.3	0.169	18.94	143.44	57.34
2	50	1000	0.5071	357.4	0.0223	6.512	5.28	13.28
2	50	2000	2.007	356	0.0439	13.01	10.26	25.98
2	50	3000	4.421	361.6	0.0657	19.51	40	60.72
2	50	4000	8.413	368.2	0.0909	26.01	47.97	119.5
3	50	1000	0.596	330	0.0251	6.511	6.64	16.89
3	50	2000	1.923	363	0.0404	13.01	7.74	19.21
3	50	3000	4.105	379.8	0.0599	19.51	30.3	75.32
3	50	4000	7.816	371.5	0.0806	26.01	37.6	81.36
4	50	1000	0.4095	366	0.0172	6.514	31.28	77.56
4	50	2000	1.628	372	0.0329	19.01	44.67	110.73
4	50	3000	3.424	390	0.0465	19.51	68.93	170.98
4	50	4000	6.183	403	0.0648	26.01	89.86	223.46

在横梁速度为 50 mm/min,其中 1 号股骨的模量在四股骨中是最差的,1 号股骨在同样的载荷,同样的加载速度下,传感器的力是最大的,股骨颈中的

松质骨是承受力比较多的;2 号股骨和 4 号股骨相比模量相似,扭转角比 4 号股骨大,传感器的力比 4 号股骨小;3 号股骨和 4 号股骨相比,颈干角大,传

传感器的力比 4 号股骨小,股骨颈中的松质骨不承受太大的应力;4 号股骨中传感器的力还是比 2 号和 3

号大,说明股骨颈中的松质骨还是承受一定的力,Ward 三角中的松质骨也承受一定的应力。

表 3 传感器力、冲量和各因素之间的相关性 - 横梁速度为 50 mm/min

Table 3 Correlation between sensor force, impulse, and other factors at the speed of 50 mm/min loading rate

指标	力	屈服能量	模量	最大应变	最大应力	传感器力
传感器力	0.6548 *	0.8125 *	-0.4666	0.8186 *	0.5145 *	1.000
冲量	0.5505 *	0.4421	0.0624	0.3101 *	0.6324	0.592 *

注: * P < 0.05

传感器力与力、屈服能量、最大应变、最大应变成正相关,冲量与力、最大应变、传感器力成正相关。

2.2 横梁速度为 300 mm/min 的加载速度

我们将股骨放置于 Instron 材料试验机,横梁速度为 300 mm/min,载荷绝对限制为由表(2)在横梁速度为 50 mm/min,规律也是其中 1 号股骨的模量在四股骨中是最差的,1 号股骨在同样的载荷,同样的加载速度下,传感器的力是最大的,股骨颈中的松

质骨是承受力比较多的,2 号股骨和 4 号股骨相比模量相似,扭转角比 4 号股骨大,传感器的力比 4 号股骨小,3 号股骨和 4 号股骨相比,颈干角大,传感器的力比 4 号股骨小,股骨颈中的松质骨不承受太大的应力。4 号股骨中传感器的力还是比 2 号和 3 号大,说明股骨颈中的松质骨还是承受一定的力,Ward 三角中的松质骨也承受一定的应力。

表 4 横梁速度为 300 mm/min 的加载实验力学参数

Table 4 Mechanical parameters at the speed of 300 mm/min loading rate 1 000 N, 2 000 N, 3 000 N, 4 000 N

样品编号	横梁速度 (mm/min)	力 (kN)	屈服能量 (J)	模量 (MPa)	最大应变 (mm/min)	最大应力 (MPa)	传感器力 (N)	冲量 (N * S)
1	300	1 000	1.012	167.6	0.0467	6.509	19.47	7.39
1	300	2 000	4.043	180.6	0.0861	13.02	36.4	14.85
1	300	3 000	7.95	213.3	0.1114	19.52	74.49	31.84
1	300	4 000	10.05	250	0.1466	25	143.44	57.34
2	300	1 000	0.5433	273	0.0267	6.52	13.37	4.8
2	300	2 000	1.885	368.4	0.0461	13.03	14.19	5.18
2	300	3 000	4.362	354	0.0673	19.54	28.8	14.34
2	300	4 000	7.958	384	0.0901	26.04	44	17.53
3	300	1 000	0.5389	294.8	0.0225	6.551	7.72	3.1
3	300	2 000	1.905	367.3	0.0415	13.07	14.85	5.88
3	300	3 000	4.154	373.4	0.0605	19.52	23.75	7.84
3	300	4 000	7.187	401.4	0.078	26.02	36.9	10.62
4	300	1 000	0.5446	298.5	0.0221	6.526	19.18	7.36
4	300	2 000	2.019	369.1	0.0401	13.03	28.79	12.07
4	300	3 000	3.763	403	0.0516	19.53	66.69	28.07
4	300	4 000	5.979	435	0.0636	26.06	83.37	33.31

表 5 传感器力、冲量和各因素之间的相关性 - 横梁速度为 300 mm/min

Table 5 Correlation between sensor force, impulse, and other factors at the speed of 300 mm/min loading rate

	力	屈服能量	模量	最大应变	最大应力	传感器力
传感器力	0.6854 *	0.804 *	-0.041	0.8166 *	0.6664 *	1.000
冲量	0.6593 *	0.7829 *	-0.0612	0.8069 *	0.6406 *	0.9946 *

注: * P < 0.05

传感器力与力、屈服能量、最大应变、最大应力成正相关,冲量与力、屈服能量、最大应变、传感器力成正相关。

质骨的受力有影响,模量越大,受力越小。颈干角对股骨颈区的松质骨的受力有影响,颈干角变大,受力越小。扭转角对股骨颈区的松质骨的受力有影响,扭转角变大,受力越小。50 mm/min 和 300 mm/min 对

根据数据我们发现,股骨的模量对股骨颈区的松

比,四根股骨先是横梁速度 300 mm/min 的传感器的力比 50 mm/min 的大,随着载荷的增加,横梁速度为 300 mm/min 的传感器的力比 50 mm/min 的小。

3 讨论

3.1 角度大小对 Ward 三角松质骨的受力影响

颈干角可以增加下肢的活动范围,使躯干的力量传递到下肢。由于颈干角和前倾角的存在,股骨颈在活动中有压应力、张应力和剪应力,外侧以拉应力为主,内侧更多的是压应力^[5]。颈干角正常的时候,股骨头的负荷与股骨颈所承受的应力之间达到平衡,当颈干角减少时,股骨头更加远离股骨干轴,股骨力矩更大,压应力减少,股骨颈所承受的剪应力增加,活动范围更大,当颈干角增大时,股骨头靠近股骨干轴,股骨力矩变少,剪应力减少,股骨颈所承受的压应力增加,活动范围变小^[6]。

在横梁速度为 50 mm/min 时,3 号股骨的颈干角大于 4 号股骨,载荷为 1 000 N 时,传感器的力分别是 6.64 N、31.28 N,可见颈干角对股骨颈中的松质骨的受力有影响,是颈干角大,松质骨的受力小,2 000 N、3 000 N、4 000 N 的时候也是同样的规律。在横梁速度为 50 mm/min 时,3 号股骨和 4 号股骨在载荷为 1 000 N 时,传感器的力分别是 7.72 N、19.18 N。颈干角大的 3 号股骨,股骨颈中的松质骨受力小,2 000 N、3 000 N、4 000 N 时也最小。2 号股骨的扭转角大于 4 号股骨,在横梁速度为 50 mm/min 时,载荷为 1 000 N,传感器的力分别是 5.28 N、31.28 N,扭转角大的股骨颈中的松质骨受力小,2 000 N、3 000 N、4 000 N 时也是同样的规律,在横梁速度为 300 mm/min 时,载荷为 1 000 N 传感器的力分别是 13.37 N、19.18 N,同样 2 号股骨颈中的松质骨受力小^[7]。

3.2 股骨的性质对股骨颈中的松质骨的受力影响

在正常情况下,身体的力量由股骨头传到下肢,分为三条路,一条是沿着内侧骨密质至股骨距,一条是沿着股骨颈颈轴下传,一条是沿外侧骨密质至大转子。

股骨头主要受压缩应力,因而骨小梁由股骨头周边沿压缩合力的方向下行,汇合至内侧骨皮质,形成最大的一组扇形骨小梁,称为主要抗压力骨小梁^[8]。另外一方面,由于股骨头和股骨颈亦承受剪应力,颈上方产生张力,两组骨小梁约呈 60° 交叉,两组交叉之间承受应力最小,故骨小梁亦减到最少程度,排列较稀疏,此区为 Ward 三角,正好位于股

骨颈部位,在老年人骨质疏松时该处仅有脂肪填充,更加脆弱,因而易发生骨折^[9]。受股骨的模量影响,在 1 号股骨、4 号股骨相比,在同样的横梁速度,同样的载荷,1 号股骨颈中传感器的力比 4 号股骨颈中的要大,股骨模量小,在第二个横梁速度,股骨模量大的,股骨颈中的松质骨受力小。由松质骨受力与最大应变等有关,可知要避免松质骨承受过大的应力,股骨颈的应变就不能太大,骨基质包括骨密质和骨松质,是承受应力的主要组织骨小梁是承受应变的主要的组织,如果应变过大,骨小梁可能发生断裂,发生骨折^[10]。

3.3 不同的加载方式对 Ward 三角中松质骨的受力的影响

同样的股骨,同样的载荷,不同的加载速度相比,先是横梁速度 300 mm/min,传感器力比 50 mm/min 的大,随着载荷的增加,我们发现横梁速度 300 mm/min 传感器的力比 50 mm/min 的小,在弹性形变范围之内,快的横梁速度让松质骨的受力更大,慢的横梁速度对松质骨的压力被松质骨的可回复的弹性形变所吸收所以数据上表现为力值小,随着载荷的增加,超过股骨的弹性形变范围,松质骨被压实,失去了弹性回复的能力,慢的横梁速度加载的时间长,松质骨被压缩的形变量大,松质骨的受力也大,数据表现为传感器力大,快速度造成松质骨形变量小,受力也小^[11]。

4 结论与建议

4.1 长期的小负荷的,冲击性的力有利于骨小梁的应激性生长,有利于松质骨的受力,骨质疏松对骨本身的性质影响是最大的,那些有骨质疏松,颈干角,扭转角有异常的尤其要注意加强预防骨折。

4.2 正常的颈干角,扭转角是有利于松质骨的承受负荷,颈干角大,松质骨受力变小,不利于股骨颈中的松质骨的骨小梁的保持,尤其是发生骨质疏松,松质骨变得稀疏,更不能承力,容易发生骨折。扭转角大,松质骨受力变小,也会造成松质骨的稀疏,骨折的风险也会大。

【 参 考 文 献 】

- [1] 彭国常. 股骨颈区应力研究及受伤姿势与股骨颈骨折成型的相关性分析[D]. 苏州: 苏州大学, 2007.
Peng Guochang. Stress analysis of femoral neck and study on the association of tumbling posture and classification of femoral neck fractures[D]. Suzhou: Soochow University, 2007 (in Chinese).

- correlation between obesity and primary osteoporosis in community [J]. Chinese Journal of Osteoporosis, 2014, 20(4):439-442. (in Chinese)
- [3] Van der Voort DJ, Brandon S, Dinant GJ, et al. Screening for osteoporosis using easily obtainable biometrical data: diagnostic accuracy of measured, self-reported and recalled BMI, and related costs of bone mineral density measurements [J]. Osteoporos Int, 2000, 11(3):233-239.
- [4] Health Quality Ontario. Utilization of DXA Bone Mineral Densitometry in Ontario: An Evidence-Based Analysis [J]. Ont Health Technol Assess Ser, 2006; 6(20): 1-180.
- [5] Khan A, Fortier M. Menopause and Osteoporosis Working Group, et al. Osteoporosis in menopause [J]. J Obstet Gynaecol Can, 2014, 36(9):839-840.
- [6] 刘芳, 彭岳文, 古振, 等. 年龄、体重、体重指数对岳阳市中老年人骨密度的影响 [J]. 中国骨质疏松杂志, 2013, 19(9): 950-953.
Liu Fang, Peng Yuewen, Gu zhen, et al. Effect of age, weight and body mass index on bone mineral density in middle-aged and aged people in YueYang city [J]. Chinese Journal of Osteoporosis, 2013, 19(9):950-953. (in Chinese)
- [7] Akdeniz N, Akpolat V, Kale A, et al. Risk factors for postmenopausal osteoporosis: anthropometric measurements, age, age at menopause and the time elapsed after menopause onset [J]. Gynecol Endocrinol. 2009, 25(2):125-129.
- [8] Brennan O, Kennedy OD, Lee TC, et al. The effects of estrogen deficiency and bisphosphonate treatment on tissue mineralisation and stiffness in an ovine model of osteoporosis [J]. J Biomech. 2011, 44(3):386-390.
- [10] González-Mercado A, Sánchez-López JY, Ibarra B. Risk factors for osteoporosis in postmenopausal women from Guadalajara, Jalisco [J]. Salud Publica Mex. 2013, 55(6):627-630.
- [11] Aguilera-Barreiro Mde L, Rivera-Márquez JA, Trujillo-Arriaga HM, et al. Impact of risk factors for osteoporosis on bone mineral density in perimenopausal women of the City of Querétaro, México [J]. Arch Latinoam Nutr. 2013, 63(1):21-28.
- [12] Rithirangsiroj K, Panyakhamlerd K, Chaikittisilpa S, et al. Osteoporosis in different age-groups and various body mass index (BMI) ranges in women undergoing bone mass measurement at King Chulalongkorn Memorial Hospital [J]. J Med Assoc Thai, 2012, 95(5):644-649.
- [13] Muslim D, Mohd E, Sallehudin A, et al. Performance of Osteoporosis Self-assessment Tool for Asian (OSTA) for Primary Osteoporosis in Post-menopausal Malay Women [J]. Malays Orthop J, 2012, 6(1):35-39.

(收稿日期: 2015-03-16)

(上接第1068页)

- [2] 罗承钢. 股骨三维重建与生物力学特性分析及实验研究 [D]. 重庆:重庆大学, 2004.
Luo Chenggang. Femoral Three-dimensional Reconstruction and Biomechanics Characteristic Analysis Integrated with Experimental Study [D]. Chongqing: Chongqing University, 2004 (in Chinese).
- [3] 张翹, 武云涛, 于涛, 等. 股骨颈松质骨的应力松弛方程 [J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 13(2):270-274.
Zhang Qiao, Wu Yuntao, Yu Tao. Stress relaxation equation of femoral neck bone [J]. Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research. 2009, 13(2):270-274 (in Chinese).
- [4] 刘陆勇. 在股骨三维有限模型的建立和初步生物力学分析及临床意义 [D]. 山东:山东中医药大学, 2006.
Liu Luyong. Establishment of three-dimensional finite element model of human femur and preliminary biomechanical analysis and clinical meaning [D]. Shandong: Shandong University of Traditional Chinese Medicine, 2006 (in Chinese).
- [5] 朱建伟, 董启榕, 刘璠, 等. 正常国人股骨近端解剖参数的研究 [J]. 苏州大学学报, 2008, 28(4):582-585.
Zhu Jianwei, Dong Qirong, Liu Fan. Study on the Proximal Femoral Parameters in the Healthy Chinese [J]. Suzhou University Journal of Medical Science, 2008, 28(4):582-585 (in Chinese).
- [6] 刘勤, 王慧娟, 李秀平, 等. 中国人股骨近端参数统计 [J]. 解剖与临床. 2005, 10(1):25-27.
Liu Qin, Wang Huijuan, Li Xiuping. Study of the Proximal Femoral Parameters in Adult Chinese [J]. Anatomy and Clinics, 2005, 10(1):25-27 (in Chinese).
- [7] 鞠杨, 陈永兰, 孙华飞, 等. 股骨形态及应力应变的三维有限元分析 [J]. 力学与实践, 2007, 29:61-65.
Ju Yang, Chen Yonglan, Sun Huafei. Three-dimensional finite element analysis of femoral geometry, Stress and Strain [J]. Mechanics in Engineering, 2007, 29:61-65 (in Chinese).
- [8] Yu Chao, Xue Wendong, Zhang Shuangyan, et al. Compressive mechanical properties of the bearing area of femur head [J]. Chinese Journal of Clinical Rehabilitation, 2005, 9, (18):55-60.
- [9] 曾机灿, 齐伟力. 股骨生物力学的有限元研究 [J]. 医学综述, 2008, 14(20):101-104.
Zeng Jican, Qi Weili. Finite element analysis of the Biomechanics of Femur [J]. Medical Recapitulate, 2008, 14(20):101-104 (in Chinese).
- [10] 张爱平, 齐振熙, 陈日齐. 股骨颈骨折三维模型生物力学实验研究 [J]. 中国骨伤, 1997, 10(14):18-19.
Zhang Aiping, Qi Zhenxi, Chen Riqi. Experimental Research on Biomechanics of Three-dimensional Model of Femoral Neck Fracture [J]. China Journal of Orthopaedics and Traumatology, 1997, 10(14):18-19 (in Chinese).
- [11] 李光灿. 静态三维钉板系统 (STDSP) 的研制及固定股骨颈骨折的生物力学比较研究 [D]. 长沙:中南大学, 2004.
LI Guangcan. The design of static three dimensional screw-plate system (STDSP) and comparative biomechanical study in fixing femoral neck fracture [D]. Changsha: Central South University, 2004 (in Chinese).

(收稿日期: 2014-12-15)