

虚拟中国人足底韧带结构失效后的足弓负荷机制研究

吴立军

(温州医学院 数字化医学研究所,温州 325035)

摘要: **目的** 建立虚拟中国人的足内侧纵弓与外侧纵弓的有限元模型,研究跖腱膜松解术或足底韧带损伤后足骨与内在肌群的生物力学特性,探讨骨性结构、足底韧带、足底腱膜、足底固有肌群之间的协调作用机制。**方法** 采用虚拟中国人“女性1号”CT图像和MRI图像;采用非线性有限元方法进行足弓术后或韧带损伤后的平衡直立负荷状态仿真;并应用足底固有肌群的3种被动张力(微弱、适度、强烈)模拟术后或韧带损伤后的肌肉状态。**结果** 建立了虚拟中国人“女性1号”足内侧纵弓第2跖列与外侧纵弓第5跖列的生物力学有限元模型,计算得到内侧纵弓和外侧纵弓在平衡直立时,韧带损伤时,固有肌群活动时的张应力矢量图、压应力矢量图和 von Mises 应力整体分布数据。**结论** 跖腱膜松解术和足底韧带损伤等增加了足纵弓 von Mises 应力峰值,改变了张应力与压应力的流向;而足底固有肌活动的被动张力能降低足纵弓 von Mises 应力集中程度,调节张应力、压应力矢量接近平衡状态,减小了并发骨折和腱炎的危险性。骨性结构、韧带、腱膜、固有肌群的内在应力具有定量的相互调节功能。

关键词: 内侧纵弓; 外侧纵弓; 足底固有肌; 足底韧带结构; 肌肉骨骼生物力学; 非线性有限元; 虚拟中国人; 生物力学

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of Virtual Chinese Human after plantar ligamentous structure failures

WU Li-jun.(Institute of Digitized Medicine, Wenzhou Medical College, Wenzhou 325035, China)

Abstract: Objective The goal of this study was to develop anatomically detailed, finite element (FE) models of the medial and lateral plantar longitudinal arch (MPLA, LPLA), and to investigate bone and muscle stresses resulting from plantar fasciotomy and major plantar ligament injuries. **Method** Nonlinear FE models of the second ray of MPLA and the fifth ray of LPLA were constructed on the basis of CT and MRI images of Virtual Chinese Human "female No. 1". The models assumed a balanced standing load configuration. Three different degrees of passive intrinsic muscle tension (weak, moderate, or severe) were used in conjunction with simulations of plantar ligamentous structure failures. **Result** Plantar fasciotomy caused von Mises stress increases in the bones and plantar ligaments while major plantar ligament injuries caused stress increases in the bones, flexor tendons, and plantar fascia. Increasing plantar intrinsic muscle passive tensions decreased stress/strain levels in the both arches, and could adjust abnormal tension/compression stress flows of the arches to close to the normal biomechanical states. **Conclusions** This study shows that plantar longitudinal arches are concordant combination of bony structures, plantar intrinsic muscles, plantar ligaments and plantar fascia. After plantar ligamentous structure failures, plantar intrinsic muscles have to contribute to stabilize

收稿日期:2009-03-05; 修回日期:2007-08-27

基金项目:中国博士后科学基金项目(2004035047);浙江省温州医学院重大科研专项(QTJ06012)

作者简介:吴立军(1971-),男,研究方向:数字医学,生物力学等。

通讯作者:吴立军,副教授, Tel: (0577)86688659; E-mail: biomech@163.com

the plantar arches. This mechanism may reduce further musculoskeletal damages such as stress fractures and tendonitis.

Key words: Medial plantar longitudinal arch; Lateral plantar longitudinal arch; Plantar intrinsic muscles; Plantar ligamentous structures; Musculoskeletal biomechanics; Nonlinear finite element method; Virtual Chinese Human; Biomechanics

足部应力性骨折、骨刺增生、软组织炎症等疾病与足弓骨骼肌肉系统内在应力/应变异常导致组织病理生理学变化相关^[1-3]。先前研究表明人足纵弓是一个多因素协调作用的骨骼肌肉复合体^[4]。足底屈肌和足底腱膜的失效,将增加足部跖骨的机械应变,是应力性骨折发生的重要因素^[5,6]。另外,高能冲击导致各种足底韧带损伤可能增加背屈变形,甚至导致足弓不稳^[7,8]。有学者指出足底腱膜炎及其外科松解,或足底韧带损伤等将导致解剖结构非常复杂的骨性与软组织中内在应力转移^[9,10],此时足底固有肌群将协助稳定足弓^[4]。但是,足底固有肌群、足底韧带、足底腱膜等调节足弓内在应力/应变量化协调作用机制尚不清楚。

有限元方法已被用于足弓内在应力/应变信息研究。一些研究者构建了二维有限元模型^[9,11,12]和三维有限元模型^[9,10],这些模型考虑了足底软组织的非线性材料特性,并预测了足底压力和足骨应力的分布状态。但是,目前国际上足部有限元建模缺乏高分辨率的肌肉骨骼解剖学实验数据集^[13],有限元分析一般不考虑骨小梁和肌肉的详细解剖学特征和力学性能对模拟试验的影响^[9,10,14]。

本文目的是建立足底固有肌群、韧带群、足底腱膜等共同作用的虚拟中国人“女性1号”足内、外侧纵弓的生物力学有限元模型。模型用于计算足底腱膜外科松解时,足底主要韧带损伤时的骨性应力/应变,肌肉应力,及足弓张/压应力流。

1 材料与方法

1.1 标本解剖与几何

左足骨骼和皮肤轮廓的复合体几何模型由虚拟中国人“女性1号”^[13]的足部CT图像,层厚1 mm,经过三维重建而成;标本原体年龄19岁,身高155 cm,体重46 kg,足第2跖列长23.6 cm,第5跖列长20.8 cm。足纵弓3D解剖结构分成内侧纵弓(第1

至第3跖列)和外侧纵弓(第4、第5跖列),跟骨为共用负重体^[2]。5个跖列的2D矢状面力学模型,可以简化代表内侧纵弓与外侧纵弓的3D力学模型^[9,12]。本文选第2跖列代表内侧纵弓是因为他代表了内侧纵弓的典型解剖学特征,且应力性骨折多发生于第2跖骨^[1,5,6];选第5跖列代表外侧纵弓是因为其反映了外侧纵弓的矢状面解剖学结构,且处于一个完全不同的力学负荷环境。第2、第5跖列的几何模型由骨骼-皮肤复合体的矢状面构建,包含皮质骨、松质骨、软骨、脂肪垫的轮廓。而各种肌腱、固有肌群(共11块)、主要足底韧带(足底长韧带、足底短韧带、弹簧韧带)、其他韧带、足底腱膜等的附着面与解剖数据根据其MRI图像和解剖学资料^[2,15]生成。

1.2 数值方法与材料属性

采用非线性有限元方法,该方法混合了几何非线性与材料非线性。应用美国ANSYS6.1软件构建有限元模型,共包含8种组织,其材料属性见表1。肌腱与腱膜由横观各向同性弹性材料单元和缆索材料单元复合构成,沿纤维方向抗拉能力远远大于抗压能力,且平行于纤维的弹性大于垂直于纤维的弹性^[15,16,17];足底固有肌群设为非线性超弹性材料^[12,18,19];各类韧带设为单向拉伸且不能承压缆索材料^[9,10];矢向微动关节(跗骨间关节、跗跖关节)用弹性软骨融合^[20],矢向跖趾关节和趾骨间关节用非线性超弹性软骨连接^[18];皮质骨、松质骨、脂肪垫等设为各向同性弹性材料^[15,20,21]。

1.3 生理荷载与约束

体重约50 kg,左足负荷225 N。5个跖列(从第1到第5)负荷比例为25%:19%:19%:19%:18%^[22]。平衡直立时,因小腿三头肌收缩,跟腱拉力为左足负荷的50%^[22],且平均分配至5个跖列^[9],即22.5 N;肌电图显示其他小腿肌群和足底固有肌群无明显活动,故足底固有肌上无主动收缩力,且外

表1 足弓非线性有限元模型的材料属性

Tab.1 Material properties of the nonlinear FE model of the plantar arch

成分	Type of the law	Mathematical expression	Constants	Reference
肌腱	横观各向同性弹性	$E_x/E_y = 42, E_x/G_{xy} = 120$	$E_x = 1\ 200\ \text{MPa}, \nu = 0.4$	[15]
	(缆索材料)		$E = 1\ 200\ \text{MPa}, \nu = 0.4$	[16]
足底筋膜	横观各向同性弹性	$E_x/E_y = 42, E_x/G_{xy} = 120$	$E_x = 350\ \text{MPa}, \nu = 0.4$	[17]
	(缆索材料)		$E = 350\ \text{MPa}, \nu = 0.4$	[10]
固有肌群 (微弱张力)	M-R 超弹性	$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3)$	$C_{10} = 0.12\ \text{MPa}, C_{01} = 0.06\ \text{MPa}$	[18]
		$(C_{10} + C_{01}) = \frac{E}{4}(1 + \nu)$	$E = 1.08\ \text{MPa}, \nu = 0.49$	[18]
韧带	缆索材料	-	$E = 260\ \text{MPa}, \nu = 0.4$	[10]
软骨	Neo-Hookean 超弹性	$W = C_{10}(I_1 - 3)$	$C_{10} = 1.67\ \text{MPa}$	[18]
		with $C_{10} = \frac{E}{4}(1 + \nu)$	$E = 10\ \text{MPa}, \nu = 0.49$	[20]
脂肪垫	各向同性弹性	-	$E = 1.0\ \text{MPa}, \nu = 0.45$	[20]
小梁骨	各向同性弹性	-	$E = 5\ 500\ \text{MPa}, \nu = 0.3$	[21]
皮质骨	各向同性弹性	-	$E = 17\ 000\ \text{MPa}, \nu = 0.3$	[15]

注: E_x 为平行纤维方向的弹性模量; E_y 为垂直纤维方向的弹性模量; G 为剪切模量; ν 为泊松比; I_1 与 I_2 为柯西-格林应变张量的第1与第2不变量

在肌腱上无腱力^[2,4]。足底压力分配比例为足跟占52.7%,足中部占18.5%,前足占28.8%^[9]。足底摩擦系数平均值为0.46^[23]。本文根据荷载与支反力的等效互换性原理,为模型假定了一个平衡直立负荷模式:跟腱力、足底压力、足底摩擦设为作用荷载,而将水平及垂直位移约束设置在踝关节以模拟体荷载传递。有限元分析类型为平面应力问题,每个跖列等效厚度为1.5 cm^[24]。

1.4 生物力学状态模拟

模拟足底腱膜外科松解,或者主要足底韧带损伤,通过将其单元的弹性模量定义为0实现^[10,24]。肌肉考虑为超弹性被动结构,仅仅考虑被动张力^[18,19]。3种不同程度(微弱、适度、剧烈)的固有肌被动张力用于模拟因足底腱膜松解或者因主要足底韧带损伤引发的肌肉活动效果,其弹性模量分别取为1.08 MPa,14 MPa和55 MPa^[18,25,26],材料行为设为基于应变能函数的超弹性应力-应变法则(AN-SYS6.1, USA)。本文将研究直立态的7种肌肉骨骼生物力学状态:(1)平衡直立时(Normal);(2-4)足底腱膜外科松解且固有肌群微弱被动张力(P.F.1),或适度被动张力(P.F.2),或剧烈被动张力(P.F.3);(5-7)主要足底韧带损伤且固有肌群微弱被动张力(P.L.1),或适度被动张力(P.L.2),或剧烈被动张力(P.L.3)。

1.5 有限元模型验证

平衡直立时足底压力 Foot-Scan 测量结果^[10]、足部固有肌群的肌电图检测结果^[4]、足骨张力小梁与压力小梁解剖实验结果^[2,27]等,均与本文的非线性有限元模拟结果(见下文)相符,说明了数值模型的合理性。

2 结果

2.1 虚拟中国人足纵弓生物力学有限元模型

建立了虚拟中国人“女性1号”左足骨骼与皮肤轮廓的三维计算机解剖学模型(图1(a))。建立了内侧纵弓第2跖列的肌骨系统生物力学有限元模型(图1(b)),包括8种组织,3267个单元,7330个节点;建立了足外侧纵弓第5跖列的肌骨系统生物力学有限元模型(图1(c)),包括8种组织,2689个单元,5938个节点。模型的所有解剖组成均详细标注于图中,模型的荷载模式图也已绘制。

2.2 内侧纵弓与外侧纵弓的 von Mises 应力/应变的整体分布

7种生物力学状态下,其内侧纵弓与外侧纵弓的 von Mises 应力/应变峰值整体分布数据见表2和表3。平衡直立时,骨性结构应力峰值位于距骨颈皮质、跟骨沟皮质、跖骨体等部位(图2(a),(b));软组织应力峰值位于前足跖侧屈肌腱和足底腱膜等

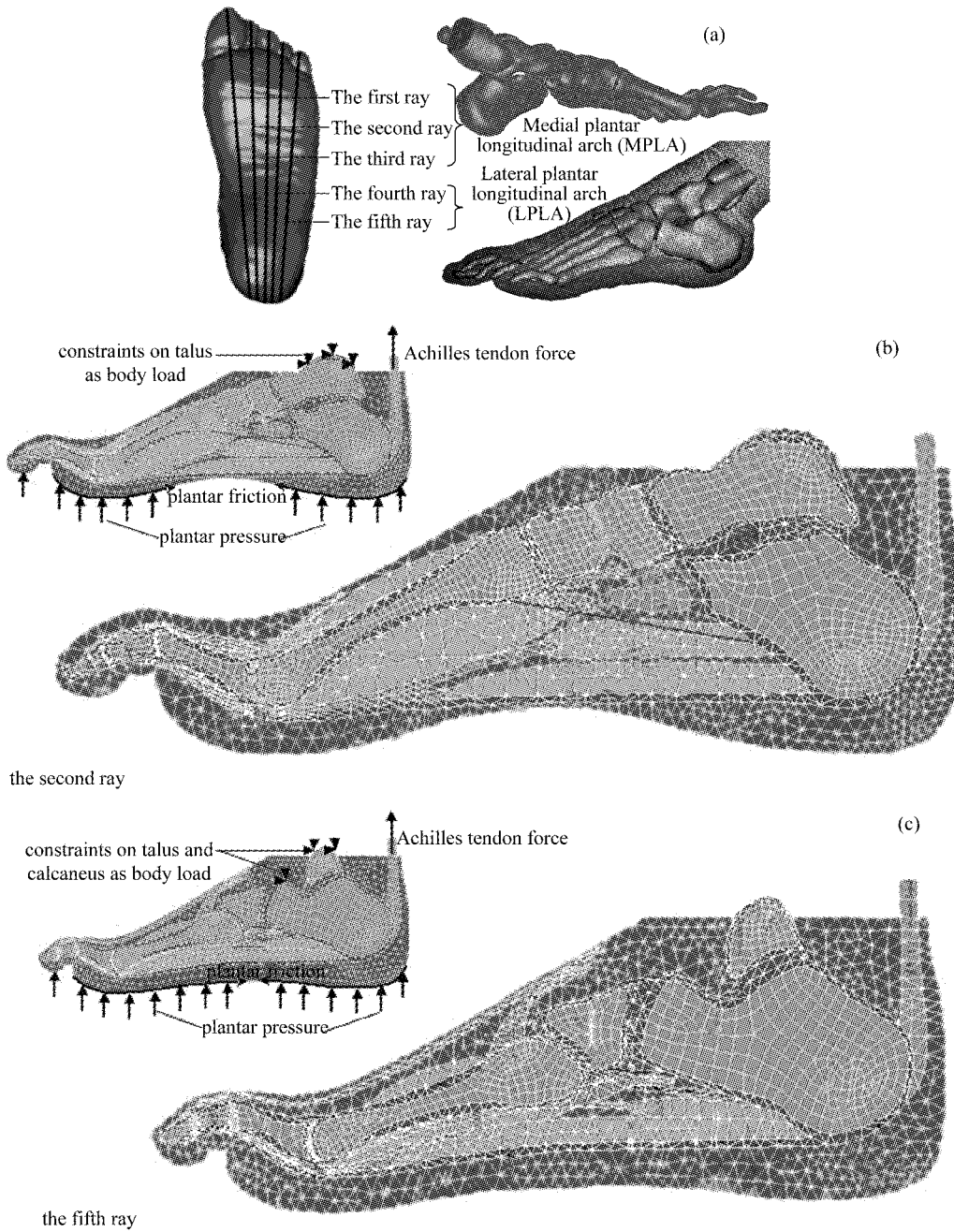


图1 虚拟中国人“女性1号”(a)左足骨骼与皮肤轮廓的三维解剖学模型;(b)内侧纵弓第2跖列与(c)外侧纵弓第5跖列的直立状态生物力学有限元模型

Fig.1 The computer models of the foot of Virtual Chinese Human “female No. 1”: (a) 3D anatomical models of skeleton and skin of Left foot; (b), (c) Musculoskeletal FE models of the second ray of MPLA and the fifth ray of LPLA during balanced standing

部位。足底腱膜外科松解导致骨性结构应力峰值显著上升,最大峰值移至第2跖骨体皮质、及骰骨跖侧锐嵴的足底长韧带附着处,分别上升了178%和109%(图2(c),(d))。主要足底韧带损伤后,足底

腱膜应力峰值上升约37~40%,达到0.88~0.92 MPa;前足跖侧的屈肌腱应力峰值上升约28%~33%,出现了1.27~1.32 MPa的高应力(图2(e),(f));同时,第2跖骨、距骨也出现应力增加现

表2 7种生物力学类型的内侧纵弓第2跖列与外侧纵弓第5跖列的 von Mises 应力峰值分布

Tab.2 Peak von Mises stresses of the second ray of MPLA and the fifth ray of LPLA under seven biomechanical conditions

跖列	骨与软组织	Peak von Mises stress /MPa						
		Normal	P. F. 1	P. F. 2	P. F. 3	P. L. 1	P. L. 2	P. L. 3
第2跖列	距骨	1.10	1.22	1.14	1.09	1.40	1.22	1.15
	内侧跟骨	1.00	1.15	1.12	1.08	0.95	0.94	0.96
	舟状骨	0.37	0.86	0.47	0.36	0.93	0.51	0.36
	中间楔骨	0.36	0.70	0.52	0.34	0.32	0.26	0.23
	第2跖骨	0.64	1.78	1.20	0.75	1.13	0.79	0.54
	第2趾骨	0.46	0.67	0.65	0.64	0.41	0.61	0.64
	跖屈肌腱	0.99	0.53	0.51	0.51	1.32	0.89	0.55
	趾短屈肌腱	0.01	0.01	0.10	0.22	0.01	0.07	0.16
	足底筋膜	0.63	-	-	-	0.88	0.71	0.50
	长韧带附着区	0.64	1.49	0.97	0.51	-	-	-
	内侧足跟脂肪垫	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09
	内侧前足脂肪垫	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
	第5跖列	外侧距骨	0.71	0.71	0.71	0.71	0.71	0.71
外侧跟骨		1.24	1.56	1.42	1.18	1.15	0.98	0.92
骰骨		0.99	2.07	1.41	0.56	0.74	0.49	0.37
第5跖骨		0.84	1.51	1.27	1.18	0.59	0.82	0.94
第5趾骨		0.31	0.42	0.45	0.50	0.38	0.44	0.50
跖屈肌腱		0.96	0.38	0.49	0.67	1.27	0.77	0.69
小趾展肌		0.01	0.02	0.13	0.25	0.02	0.14	0.23
足底筋膜		0.67	-	-	-	0.92	0.92	0.74
长韧带附着区		0.99	2.07	1.41	0.56	-	-	-
外侧足跟脂肪垫		0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06
外侧前足脂肪垫		0.02	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02

象。然而,随着加大固有肌被动张力,内、外侧纵弓的应力水平不断降低,应力峰值下降至正常值左右或以下,差值不超过 50 KPa(约 4.5%);此时,趾短屈肌、小趾展肌等产生了 220 ~ 250 kPa 的肌肉应力峰值,比原先的 10 kPa 增加了 20 余倍。

平衡直立时足弓骨性结构应变集中状态与应力集中状态基本相似。足底腱膜外科松解或主要足底韧带损伤,都将引起足弓骨性应变增加,最大应变峰值出现在第二跖骨和骰骨跖侧,分别增加了约 94% 和 93%。足底固有肌活动能显著降低骨性应变峰值,回落到正常应变峰值左右,见表 3。另外,足底软组织的应变明显大于骨应变。平衡直立时足底腱

膜的最大应变约为 0.51% ~ 0.63%。腱膜模量减小导致主要足底韧带结构的应变值增加;腱膜模量趋于 0 时,其最大应变增至 2.82% ~ 3.52%,同时,足底长韧带的最大应变值增加了 65%。

2.3 内侧纵弓与外侧纵弓的张应力与压应力矢量图

图 3 为模型生成的足弓张、压应力矢量图。图 3(e) 示意解剖学实验得出的跟骨外侧矢状面骨小梁构筑^[2]。图中矢量流代表应力传递,矢量密度反映了骨密度分布和软组织刚度分布,白色箭头 $\leftarrow\rightarrow$ 表示张应力流,蓝色箭头 $\rightarrow\leftarrow$ 表示压应力流。平衡直立时,计算机预测骨性结构主要出现两组放射状压应力流,一组沿内、外侧纵弓后部斜向下后行,抵

表3 7种生物力学类型第2跖列与第5跖列的骨性结构 von Mises 应变峰值分布

Tab.3 Peak von Mises bone strains of the second ray of MPLA and the fifth ray of LPLA under seven biomechanical conditions

跖列	骨	Peak Von Mises strain (10^{-4})						
		Normal	P. F. 1	P. F. 2	P. F. 3	P. L. 1	P. L. 2	P. L. 3
第2跖列	距骨	0.652	0.722	0.673	0.647	0.824	0.719	0.681
	内侧跟骨	0.596	0.702	0.667	0.641	0.569	0.559	0.572
	舟状骨	0.406	0.623	0.501	0.400	0.711	0.391	0.365
	中间楔骨	0.365	0.582	0.461	0.356	0.355	0.306	0.282
	第2跖骨	0.598	1.160	0.822	0.463	0.665	0.462	0.316
	第2趾骨	0.316	0.484	0.432	0.399	0.263	0.395	0.394
第5跖列	外侧距骨	0.469	0.465	0.467	0.470	0.467	0.470	0.471
	外侧跟骨	0.737	0.929	0.841	0.702	0.680	0.579	0.545
	骰骨	0.724	1.400	0.949	0.529	0.583	0.449	0.401
	第5跖骨	0.495	0.997	0.745	0.697	0.384	0.484	0.555
	第5趾骨	0.328	0.308	0.300	0.302	0.445	0.296	0.297

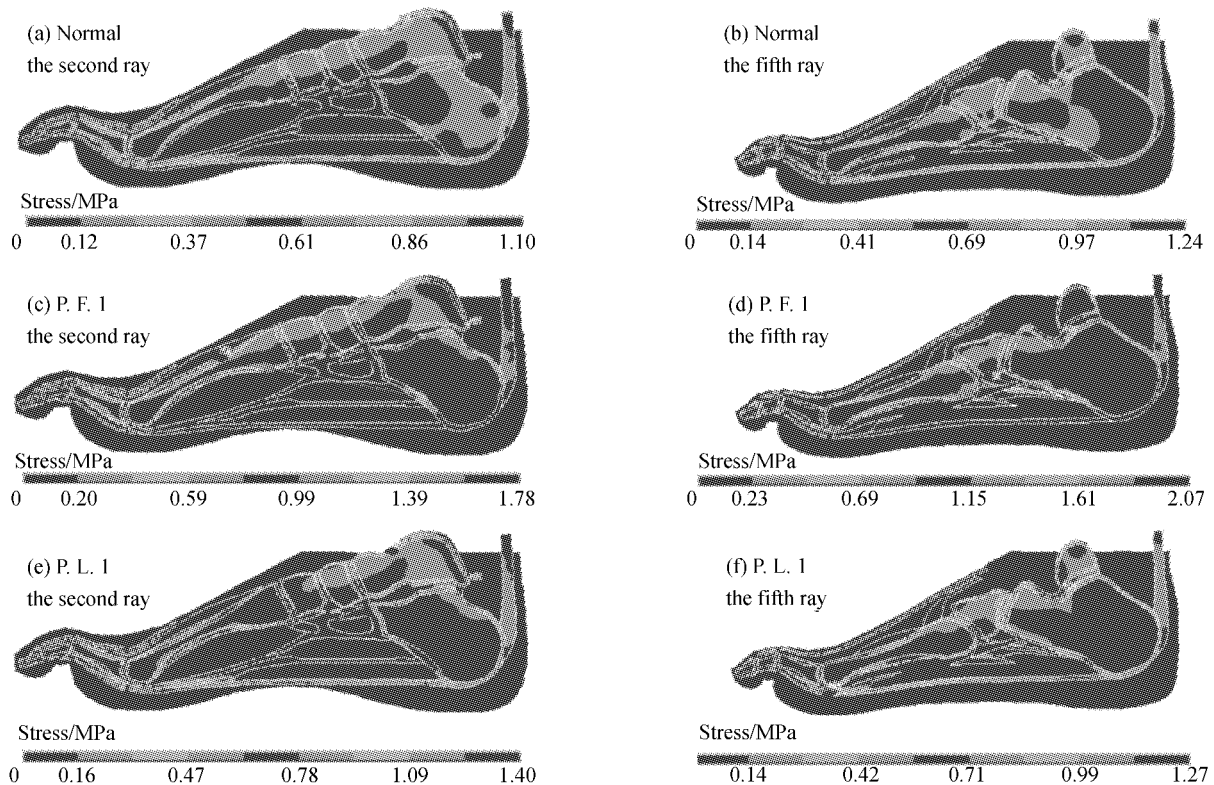


图2 内侧纵弓第2跖列与外侧纵弓第5跖列的 von Mises 应力分布比较图。(a), (b) 正常直立态(Normal); (c), (d) 足底腱膜松解术后(P. F. 1); (e), (f) 主要足底韧带损伤后(P. L. 1)

Fig.2 The comparison of von Mises stress distributions of the second ray and the fifth ray under (a), (b) normal arch balanced standing (Normal); (c), (d) plantar fasciotomy with weak passive intrinsic muscle tensions (P.F.1); and (e), (f), major plantar ligament injuries with weak passive intrinsic muscle tensions (P.L.1)

达跟骨结节;另一组沿内、外侧纵弓前部斜向下前行,抵达跖骨头(图3(a),(b))。跟骨区域分布着几乎正交于压应力流的张应力流,分别代表着压力小梁和张力小梁的构筑;而且矢量密度反映出3个骨密度区,自外而内分别为皮质骨区、松质骨区、三角形骨髓窦(图3①,(e))。足底软组织主要出现三组张应力流,一组沿足底短韧带或弹簧韧带走向,一组沿足底长韧带走向,还有一组沿足底腱膜走向(图3(a),(b))。足底腱膜外科松解后,其承担的张应力转移流向,沿着足底长韧带,短韧带/弹簧韧带,及纵弓张力小梁流动(图3(c))。相反,主要足底韧带损伤后,其承担的张应力流入足底腱膜和纵弓张力小梁(图3(d))。足底固有肌群(主要为趾短屈肌、足底方肌、小趾展肌和小趾短屈肌)的活动,明显地出现了沿肌纤维方向的张应力(图3②,③);而且固有肌的肌腱上也出现了平行胶原纤维纵向排列的强烈张应力流,尤其如趾短屈肌腱、小趾展肌外侧腱等,见图3(c)和(d))。

3 讨论

根据虚拟中国人“女性1号”的CT图像和MRI图像构建了足弓有限元模型,具有详细的矢状面解剖学结构,包含了皮质骨、松质骨、软骨、肌腱、韧带、腱膜、固有肌、脂肪垫等8种组织,体现了材料非线性和状态非线性特性,能有效模拟固有肌被动张力(发生于跖腱膜外科松解术或足底主要韧带损伤以后)产生的纵弓生物力学效应。有限元预测为诊治骨折、腱炎、韧带损伤、肌功能障碍、疼痛综合症等骨科疾病提供了生物力学原理。

本文有限元模型预测的足底脂肪垫 von Mises 应力峰值(体重46 kg下,前足40 kPa,足跟90 kPa),与 Cheung(2005)等^[14]通过 Foot-Scan 测量的足底压力峰值(体重70 kg下,前足70 kPa,足跟150 kPa)基本相符。平衡直立时足骨内在应力峰值(0.31~1.24 MPa)介于的三维有限元计算结果(0.1~4.47 MPa)^[14]之间;足底腱膜的最大应变为0.51%~0.63%,与 Chueng 等^[10]的三维预测结果(0.4%)基本一致。预测足底固有肌内在被动张力仅为0~0.01 MPa,不超出纵弓应力峰值(约1.24 MPa)的0.8%,这与肌电图(EMG)检测结果显示直立状态固有肌几乎不活动^[4]相符。本文有限元模

型生成的足弓张应力流与压应力流的分布(图3(a),(b)),与足骨张力小梁与压力小梁的排列^[2],以及跟骨内在结构解剖学测量结果^[27]基本一致。

先前的研究报道了足底韧带结构失效,部分破坏了足弓结构完整性,不利于足弓稳定性^[7,8,9,10]。本文模型预测发现韧带结构失效,同样引发足弓应力/应变跃升和足弓不稳;然而足底固有肌群的被动张力能调节和吸收足弓的应力/应变高峰(见表2和3)。这说明足内、外肌,以及足底腱膜、足底韧带等对足弓应力/应变有协调控制作用,韧带结构损伤后,足底固有肌参与协助足弓稳定性^[4]。

Donahue 等^[6]通过实验测出,正常肌力条件下,足底腱膜外科切除后第2、第5跖骨背侧的步态周期平均应变分别增加约86%和30%,可能增加跖痛症和骨折的发生。Gefen 等^[9](不考虑肌被动张力的2D模型)预测腱膜松解导致内侧各跖骨背侧压应力增加65%,并指出腱膜松解将会加速内侧跖骨的损伤。而 Chueng 等^[10](不考虑固有肌力的3D模型)则预测腱膜松解后第2、第4跖骨最大 von Mises 应力分别增加了53%和154%,并指出这些部位为应力失效的易损区。本文腱膜松解模型预测发现,在模拟足底固有肌的微弱被动张力(松弛)、适度被动张力(适度僵硬)、剧烈被动张力(剧烈僵硬)等3种状态作用下,第2、第5跖骨背侧的 von Mises 应力峰值比正常值分别增加178%,88%,17%和80%,51%,40%;同样,它们的 von Mises 应变峰值比正常值分别增加94%,37%,-23%和101%,51%,41%。跖骨应力/应变增幅均呈现明显下降的趋势,这反映了加强固有肌张力可能减小跖骨应力性骨折的危险性。

有限元预测发现,降低腱膜弹性模量将导致主要足底韧带结构的应变值增加,当腱膜模量趋于0以模拟腱膜松解术时,腱膜的应变增至2.82%~3.52%,与 Chueng 等^[10]的三维预测结果(约2.5%~3.8%)非常吻合;同时,足底长韧带的最大应变增加了65%,与 Crary 等^[28]的实验结果(94%)基本相符,但是小于 Chueng 等^[10]的三维预测结果(192%)。足底腱膜松解术后并发外侧柱疼痛是常见的临床症状^[29]。这一术后疼痛症状与 Chueng 等^[10]预测的腱膜松解导致骰骨跖侧应力增加136%基本相符,同样与本文模型预测的骰骨跖侧锐

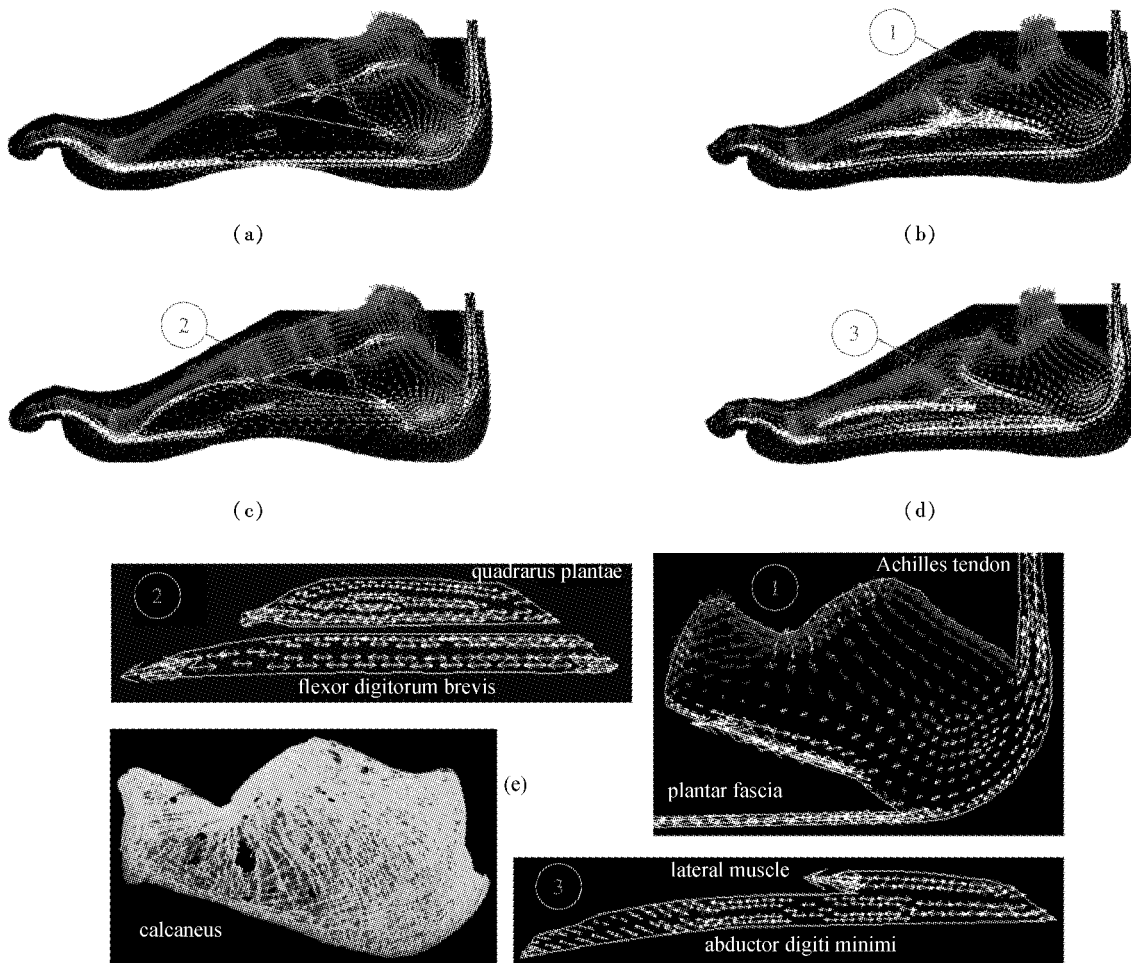


图3 计算机生成足弓矢状面主应力迹线矢量图,白色 $\leftarrow\rightarrow$ 表示张应力流,蓝色 $\rightarrow\leftarrow$ 表示压应力流。(a),(b)平衡直立状态(Normal);(c)足底腱膜松解且固有肌剧烈被动张力(P.F.3);(d)足底主要韧带损伤且固有肌剧烈被动张力(P.L.3)。标号①外侧跟骨区,②足底方肌和趾短屈肌,③小趾展肌及其外侧肌等均为局部区域放大图。(e)为解剖学实验获得的外侧跟骨矢向骨小梁排列(Gao,2004)

Fig.3 The model-produced vector diagrams of the isostatic stress flows in sagittal sections of plantar arches under several biomechanical conditions. The arrows represent the transfer of tension($\leftarrow\rightarrow$ bright) and compression($\rightarrow\leftarrow$ dark). (a), (b) Normal arch balanced standing (Normal); (c) plantar fasciotomy with severe passive intrinsic muscle tensions (P.F. 3); (d) major plantar ligament injuries with severe passive intrinsic muscle tensions (P.L. 3). The regions marked ① lateral calcaneus, ② quadratus plantae and flexor digitorum brevis, ③ abductor digiti minimi and its lateral muscle, are magnified for clarification. (e) The tensile/compressive trabecular alignments in the sagittal section of lateral calcaneus (Gao, 2004)

峭长韧带附着处应力/应变分别增加 109% 和 93% 也基本一致。而随着固有肌被动作用增强(中度、剧烈),这一应力增长分别变成 42% 和 -43%,应变增长分别变成 31% 和 -27%。应力/应变集中程度显著降低,这可能有利于缓解外侧柱疼痛症。

相关文献指出高应力作用于足底腱膜,或由屈肌腱固定的足底内侧神经,可能诱发足底腱膜炎或摩顿跖骨痛^[2,3]。值得关注的是,主要足底韧带损伤后,预测结果显示内侧足底腱膜、前足的屈肌腱的

von Mises 应力峰值比正常值分别上升 40% 和 33%。这能帮助我们更好地理解,为什么韧带损伤或发育不良的足弓,足底腱膜炎和摩顿跖骨痛的发生率可能增加。但是,加强固有肌被动作用,它们的应力峰值分别从 0.88 MPa 和 1.32 MPa 降至 0.50 MPa 和 0.55 MPa,且低于正常值(见表 2)。可见,固有肌被动张力具有减轻腱膜与肌腱应力集中的功效,这可能有利于一定程度地预防足底腱膜炎和前足痛。

足跟痛是运动中常见的临床病症,可能由足底

腱膜炎、跟腱炎、跟底骨刺、跟骨后上隆起(Haglund畸形)等病变引起^[2,3],但足跟区负荷的定量化机制尚不清楚。本文直立态模型预测发现足底腱膜与跟腱在跟骨面的附着处存在着较大张拉应力刺激机制(图3)。此外,步态周期模拟发现,足底腱膜和跟腱的应力,以及跟骨附着点应力将在足跟提起阶段显著升高^[24,30]。这说明在长时间站立、步行或跑动等生理活动中,这种张力应力刺激机制在幅值和时间两个方面都增大,较易诱发足底腱膜炎和跟腱炎。同时,根据Wolff定律^[31],一定应力刺激促进骨生长(或骨质增生);这种放大的张拉应力刺激机制可能与生理活动中产生跟底骨刺和Haglund畸形存在着联系。

致谢:虚拟中国人“女性1号”数据集由第一军医大学钟世镇院士提供,有限元分析软件ANSYS由大连理工大学提供,在此一并表示感谢。

参考文献:

- [1] Prior TD, Tollafield DR. Sports injuries. In: Tollafield DR, Merriman LM, editor [M]. *Clinical Skills in Treating the Foot*, 1997.
- [2] 高士濂 主编. 实用解剖图谱2版. 下肢分册[M]. 上海: 上海科学技术出版社, 2004.
- [3] Mann JA, Chou LB, Ross SDK. Foot and Ankle. In: Skinner H B. *Current Diagnosis & Treatment in Orthopedics* (3rd edition)[M]. New York, USA: Lange Medical Books/McGraw-Hill, 2003.
- [4] Simon SR, Alaranta H, An KN. Kinesiology. In: Buckwalter J A, Einhorn T A, Simon S R. *Orthopaedic Basic Science: Biology and Biomechanics of the Musculoskeletal System* (2nd edition)[M]. Illinois, USA: American Academy of Orthopaedic Surgeons, Rosemont, 2000.
- [5] Sharkey NA, Ferris L, Smith TS, *et al.* Strain and loading of the second metatarsal during heel-lift [J]. *J Bone Joint Sur(Am)*, 1995, 77-A(7): 1050-1057.
- [6] Donahue SW, Sharkey NA. Strains in the metatarsals during the stance phase of gait: Implications for stress fractures [J]. *J Bone Joint Sur(Am)*, 1999, 81-A(9): 1236-1244.
- [7] Huang CK, Kitaoka HB, An KN, *et al.* Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability [J]. *Foot Ankle*, 1993, 14(6): 353-357.
- [8] Kitaoka HB, Ahn TK, Luo ZP, *et al.* Stability of the arch of the foot [J]. *Foot Ankle Int*, 1997, 18(10): 644-648.
- [9] Gefen A. Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release [J]. *Journal of Biomechanics*, 2002, 35: 629-637.
- [10] Cheung JT, Zhang M, An KN. Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex. *Clin [J]. Biomech*, 2004, 19: 839-846.
- [11] Nakamura S, Crowninshield RD, Cooper RR. An analysis of soft tissues loading in the foot—a preliminary report [J]. *Bulletin of Prosthetics Res*, 1981 18: 27-34.
- [12] Lemmon D, Cavanagh P. Finite element modelling of plantar pressure beneath the second ray with flexor muscle loading [J]. *Clinical Biomechanics*, 1997, 12 (3): S13-S14.
- [13] Zhong SZ, Yuan L, Tang L, *et al.* Research report of experimental database establishment of digitized virtual Chinese No.1 female [J]. *J First Mil Med Univ*, 2003, 23 (3): 196-200.
- [14] Cheung JT, Zhang M, Leung AK, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study [J]. *J Biomech*, 2005, 38(5): 1045-1054.
- [15] Mow VC, Flatow EL, Ateshian GA. Biomechanics. In: Buckwalter J A, Einhorn T A, Simon S R. *Orthopaedic Basic Science: Biology and Biomechanics of the Musculoskeletal System* (2nd edition). American Academy of Orthopaedic Surgeons, Rosemont [M], Illinois, USA, 2000.
- [16] Maganaris CN, Paul JP. In vivo human tendon mechanical properties [J]. *J Physiol*, 1999, 521(Pt 1): 307-313.
- [17] Wright D, Rennels D. A study of the elastic properties of plantar fascia [J]. *J Bone and Joint Sur (Am)*, 1964, 46: 482-492.
- [18] Buchler P, Ramaniraka NA, Rakotomanana LR, *et al.* A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints [J]. *Clinical Biomechanics*, 2002, 17: 630-639.
- [19] Johansson T, Meier P, Blickhan R. A finite-element model for the mechanical analysis of skeletal muscles [J]. *J Theor Biol*, 2000, 206(1): 131-149.
- [20] Jacob S, Patil MK. Three-dimensional foot modeling and analysis of stress of normal and early stage Hansen's disease with muscle paralysis [J]. *J. Rehab Res Dev*, 1999 36: 252-263.
- [21] Choi K, Kuhn JL. The elastic modulus of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus [J]. *J Biomech*, 1990, 23: 1103-1113.
- [22] Simkin A. Structural analysis of the human foot in standing posture [J]. Ph.D. Thesis, Tel Aviv University, Tel Aviv, Israel, 1982.

- [23] Zhang M, Mak AF. In vivo friction properties of human skin [J]. *Prosthet Orthot Int*, 1999, 23(2): 135-141.
- [24] WU LJ, ZHONG SZ, LI YK, *et al.* Biomechanical mechanisms of overuse injuries of second plantar longitudinal arch in flat foot [J]. *Natl Med J China*, 2004, 84 (12): 1000-1004.
吴立军, 钟世镇, 李义凯, 等. 扁平足第二跖纵弓疲劳损伤的生物力学机制 [J]. *中华医学杂志*, 2004, 84 (12): 1000-1004.
- [25] Blange T, van der Heide UA, Treijtel BW, *et al.* The effect of actin filament compliance on the interpretation of the elastic properties of skeletal muscle fibres [J]. *J Muscle Res Cell Motil*, 1997, 18(2):125-131.
- [26] Heide UA, Ketelaars M, Treijtel BW, *et al.* Strain dependence of the elastic properties of force-producing cross-bridges in rigor skeletal muscle. *Biophys [J]*. 1997, 72: 814-821.
- [27] Sabry FF, Ebraheim NA, Mehalik JN, *et al.* Internal architecture of the calcaneus: implications for calcaneus fractures [J]. *Foot Ankle Int*, 2000, 21: 114-118.
- [28] Cray JL, Hollis JM, Manoli A. The effect of plantar fascia release on strain in the spring and long plantar ligaments [J]. *Foot Ankle Int*, 2003, 24: 245-250.
- [29] Brugh AM, Fallat LM, Savoy-Moore RT. Lateral column symptomatology following plantar fascial release: a prospective study [J]. *J Foot Ankle Surg*, 2002, 41: 365-371.
- [30] Gefen A, Megido-Ravid M, Itzhak Y, Arcan M. Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications [J]. *J Biomech. Eng*, 2000, 122: 630-639.
- [31] Wolff J. The law of bone remodeling [M]. Berlin: Springer Verlag, 1986 [English translation from German].

(上接第 245 页)

- [68] Fredberg JJ, Jones KA, Nathan M, *et al.*, Friction in airway smooth muscle: mechanism, latch and implications in asthma [J]. *J Appl Physiol*, 1996, 81: 2703-2712.
- [69] Gunst SJ, Tang DD, Saez AO. Cytoskeletal remodeling of the airway smooth muscle cell: a mechanism for adaptation to mechanical forces in the lung [J]. *Respir Physiol Neurobiol*, 2003, 137(2-3): 151-68.
- [70] Latourelle J, Fabry B, Fredberg JJ. Dynamic equilibration of airway smooth muscle contraction during physiological loading [J]. *J Appl Physiol*, 2002, 92(2): 771-779.
- [71] Raboudi SH, Miller B, Butler JP, *et al.*, Dynamically determined contractile states of airway smooth muscle [J]. *Am J Respir Crit Care Med*, 1998, 158(5 t 3): S176-8.
- [72] Fredberg J. Bronchospasm and its biophysical basis in airway smooth muscle [J]. *Esiratory Research*, 2004. 5 (1): 2.
- [73] Snyder LS, Hertz MI, Peterson MS, *et al.*, Acute lung injury. Pathogenesis of intraalveolar fibrosis [J]. *J Clin Invest*, 1991, 88(2): 663-73.
- [74] Seow CY, pratusevich VR, Ford LE. Series-to-parallel transition in the filament lattice of airway smooth muscle [J]. *J Appl. Physiol.*, 2000, 89(3): 869-76.
- [75] Fabry B, Maksym GN, Butler JP, *et al.*, Scaling the micro-rheology of living cells [J]. *Phys Rev Lett*, 2001, 87(14): 148102.
- [76] Fabry B, Maksym GN, Butler JP, *et al.*, Time scale and other invariants of integrative mechanical behavior in living cells [J]. *Phys Rev E Stat Nonlin Soft Matter Phys*, 2003, 68: 41914.
- [77] Deng L, Fairbank NJ, Cole DJ, *et al.*, Airway smooth muscle tone modulates mechanically induced cytoskeletal stiffening and remodeling. *J Appl. Physiol*, 2005, 99 (2): 634-641.
- [78] Deng L, Trepap X, Butler JP, *et al.*, Fast and slow dynamics of the cytoskeleton [J]. *Nature Materials*, 2006, 5 (8): 636-640.
- [79] Fabry B, Fredberg JJ. Remodeling of the airway smooth muscle cell: are we built of glass [J]. *Respir Physiol Neurobiol*, 2003, 137(2-3): 109-124.