

УДК 539.3;612.76

**ИЗМЕРЕНИЕ И МОДЕЛИРОВАНИЕ РАЗГРУЗКИ
ОРТЕЗОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ**

© 2011 г.

*И.Н. Дашевский¹, С.Е. Никитин²*¹Институт проблем механики им. А.Ю. Ишлинского РАН, Москва²ФГУП «ЦИТО» Минздравсоцразвития России, Москва

dash@ipmnet.ru

Поступила в редакцию 24.08.2011

Изучаются и моделируются механизмы и величина разгрузки при применении ортезов на пораженных нижних конечностях, что важно, поскольку скорость сращения костей зависит от уровня и программы нагружения конечности. С помощью ПАК «ДиаСлед» произведены измерения *in vivo* степени разгрузки нижних конечностей для ортезов двух типов при разной степени бокового обжата. На основе оценок жесткости отдельных элементов ортеза и конечности предложена биомеханическая модель разгрузки конечности в ортезе. Модель демонстрирует хорошее согласие получаемых на ее основе значений коэффициентов разгрузки с данными эксперимента, но не охватывает зависимости разгрузки от степени обжата.

Ключевые слова: биомеханика, механика деформируемого тела, ортез, конечность, слоистые системы, модели, эксперимент, разгрузка.

Все большую роль в травматологии, хирургии, ортопедии и профилактике играют современные ортезы – высокотехнологичные устройства, дающие возможность гибкой подстройки под конкретного пациента в течение всего периода лечения, что позволяет обеспечить лучшую фиксацию и разгрузку проблемной зоны, уменьшить сроки и улучшить качество лечения [1].

Между тем направление исследований, связанное с количественным изучением и механико-математическим моделированием системы «Нога-Ортез», в настоящее время находится в

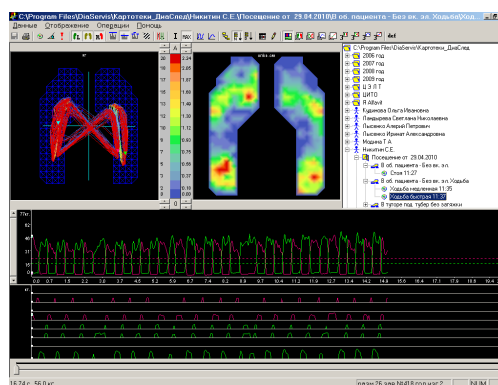
самом начале своего развития.

Эксперимент

С использованием системы измерения полей подошвенных давлений «ДиаСлед» произведены измерения *in vivo* степени разгрузки нижних конечностей для ортезов двух типов и при разной степени бокового обжата (рис. 1а) [2]. На рис. 1б приведен вид окна измерения в системе «ДиаСлед». Полученные в эксперименте значения коэффициента разгрузки приведены в табл. 1.



а)



б)

Рис. 1

Таблица 1

	Стоя (1)	Стоя (2)	Стоя (3)	Стоя (4)	Ходьба (1)	Ходьба (2)	Ходьба (3)
В обуви пациента	1	–	–	1	–	1	1
В обуви пациента	2.0	3.0(?)	1.7	–	1.4	1	< 1 (?)
То же с обжатием	1.4	1.5	1.3	–	1.2	1.3	–
То же с сильным обжатием	–	1.7	1.5	2.3	1.3	–	1.8

Биомеханическая модель

Причина разгрузки – в положении стоя длина нижних конечностей под действием веса тела стремится к сокращению, чему препятствует плотно подогранный к конечности ортез, на который и переносится при этом часть веса тела. В табл. 2 для трубчатых костей (b), гильзы ортеза (o), смягчающих локальных вкладок в ортез (l), «сэндвича» из стопы с подошвой ортеза (f) и кольцевой «подвески» ортеза из мышц голени (m), работающих на сдвиг, дана сводка модулей Юнга E и геометрических характеристик: длин L , внешних D и внутренних d диаметров (l, h – габариты смягчающих вкладок), толщин t , а также полученных с их помощью оценок для конструктивных жесткостей F . При этом значения для F_l получены непосредственной расчетной оценкой, для F_f – из специально поставленного прямого эксперимента, а для F_m – из решения задачи об осевом сдвиге полого кругового цилиндра, моделирующей осадку сцепленной с ортезом и «подвешенной» на мышцах голени конечности под действием веса P .

Таблица 2

	E , Па	L , м	$D d l; h$, м	t , м	$F, 10^6$, Н/м
b	$1.8 \cdot 10^{10}$	$5 \cdot 10^{-1}$	$4 \cdot 10^{-2} 2 \cdot 10^{-2}$	–	40
o	$5.5 \cdot 10^8$	$5 \cdot 10^{-1}$	10^{-1}	$5 \cdot 10^{-3}$	1.7
l	$0.5 \cdot 10^6$	–	$5 \cdot 10^{-2}; 2 \cdot 10^{-2}$	10^{-2}	0.05
f	–	–	–	–	0.12
m	$10^4 \div 10^5$	$5 \cdot 10^{-1}$	$5 \cdot 10^{-2}; 4 \cdot 10^{-1}$	–	$0.09 \div 0.9$

Эта задача приводится к краевой задаче Дирихле для уравнения Лапласа относительно вертикальной компоненты перемещений $u(r)$ в кольцевой области $R_o \leq r \leq R_b$:

$$\Delta u = 0, \quad u(R_o) = 0, \quad u(R_b) = w,$$

$$u(r) = w \frac{\ln(R_o / r)}{\ln(R_o / R_b)},$$

$$w = \frac{P(1 + \nu)}{\pi E_m L_m} \ln\left(\frac{R_o}{R_b}\right) = \frac{P}{F_m},$$

$$F_m \sim \frac{E_m L_m}{(1 + \nu) \ln(R_o / R_b)},$$

где R_o, R_b – радиусы соответственно ортеза и кости, w – осадка, $\nu \sim 0.5$ – коэффициент Пуассона мышечной ткани. На основе сравнительных оценок жесткости отдельных элементов системы разработана биомеханическая модель разгрузки конечности в ортезе (рис. 2), где P – вес тела, передаваемый через трубчатые кости, $P_{f,l,m}$ – реакции опор.

Из уравнения баланса сил

$$P = P_f + P_l + P_{fr} = (F_f + F_l + F_m)w,$$

откуда

$$P_f = F_f w = \frac{F_f P}{F_f + F_l + F_m} = \frac{P}{1 + k_l + k_m} = \frac{P}{k},$$

$$k = 1 + k_l + k_m,$$

где

$$k_l = \frac{F_l}{F_f} \sim \frac{0.05}{0.12} \approx 0.4,$$

$$k_m = \frac{F_m}{F_f} \sim \frac{0.011 \div 0.11}{0.12} \sim 0.1 \div 0.9,$$

$k \sim 1 + 0.4 + (0.1 \div 0.9) = 1.5 \div 2.3$; k, k_l, k_m – коэффициенты разгрузки.

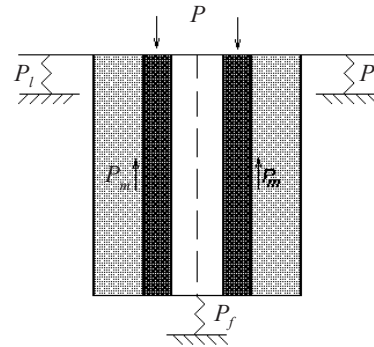


Рис. 2

Заключение

Коэффициент разгрузки в эксперименте может варьироваться от 1 до ≈ 2.3 в зависимости от конкретных условий. Вопрос о его количественной зависимости от степени дополнительной компрессии ортеза требует продолжения исследований. Предложенная биомеханическая модель предсказывает очень слабую (логарифмическую) зависимость разгрузки от дополнительной компрессии ортеза. Анализ этой модели дает для коэффициента разгрузки теоретическую оценку порядка $1.5 \div 2.3$. Обсуждается вопрос, как модифицировать модель, чтобы она описывала эффект зависимости разгрузки от боковой компрессии. С другой стороны, сформулированы предложения по корректировке технологии изготовления и наложения ортезов, которые бы облегчили возможность управления с помощью изменения бокового обжатия степенью разгрузки, которая существенно влияет на скорость сращения костей.

Работа выполнена при поддержке РФФИ, грант №08-08-00798-а.

Список литературы

1. <http://senikitin.ru>
2. Никитин С.Е., Дашевский И.Н., Паршиков М.В.

Первые результаты исследования биомеханики нижних конечностей при ортезировании // Современные повреждения и их лечение: Матер. Международ. юбилейной научно-практич. конф., посвящ. 200-летию со дня рождения Н.И. Пирогова. Москва, 2010. С. 142–146.

MEASUREMENT AND MODELING OF UNLOADING OF LOWER LIMB ORTHOSES

I.N. Dashevskiy, S.E. Nikitin

The mechanisms and the degree of unloading when using orthoses on affected lower limbs are studied and modeled, which is important because the rate of bone regeneration depends on the level and the program of loading the limb. Using the «DiaSled» computerized measurement system, in vivo measurements were done of the unloading degree of the lower extremity with orthoses of two types for different levels of lateral compression. Based on the assessments of the stiffness of the elements of orthosis and the limb, a biomechanical model of the unloading of a limb in an orthosis is presented. The model shows good agreement of the obtained unloading coefficients with experimental data, but misses the dependence of unloading on the degree of compression.

Keywords: biomechanics, solid mechanics, orthosis, limb, extremity, layered system models, experiment, unloading.