

УДК:616.71–001.5–089.2+615.46

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СТАБИЛИЗАЦИИ ПРИ ПЕРЕЛОМЕ ПИЛОНА

И. В. Стойко, Г. В. Бэц, И. Г. Бэц, М. Ю. Карпинский

Харьковская городская многопрофильная больница № 18,

Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины, г. Харьков

INVESTIGATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF MATERIALS, SERVING FOR FUNCTIONAL STABILIZATION IN PILON FRACTURES

I. V. Stoyko, G. V. Bats, I. G. Bats, M. Yu. Karpinskiy

В клинике проведено исследование по разработке мининвазивной технологии хирургического лечения и ранней функциональной реабилитации пациентов при переломе пилонна.

Ранняя функциональная реабилитация является необходимым компонентом лечения переломов любой локализации, однако при переломе пилонна это имеет особое значение [1]. Несмотря на большие усилия и достижения в разработке хирургических методов лечения, нельзя с уверенностью утверждать, что они сами по себе достоверно и надежно обеспечивают раннее функциональное лечение больных. Отсутствие уверенности в надежности фиксации отломков у значительного числа больных вынуждает после хирургического лечения длительно сохранять иммобилизацию, что отрицательно влияет на регенераторные процессы [2].

Короткий ретроспективный анализ динамики взглядов на лечебную иммобилизацию показывает, что, несмотря на то, что многие ученые, начиная с древности, эмпирически отмечали важность сохранения функционального компонента во время периода иммобилизации при лечении переломов, убежденность в том, что при переломе диафиза необходимо длительное обездвиживание смежных суставов, существовала до недавнего времени [3].

Впервые роль функциональной иммобилизации подчеркнул Белер (1941) в работе "Методы лечения переломов", существенный вклад в

развитие теории этого вопроса внес А. Sarmiento [4, 5].

С 70–х годов прошлого столетия взгляды на лечебную иммобилизацию стали меняться; это обусловлено не только появлением новых материалов, но и новой философии лечебной иммобилизации [5].

Эта философия основана на двух законах физики.

1. Закон Паскаля — сила, приложенная к закрытой наполненной газом—жидкостной колонке, распределяется равномерно во всех направлениях.

2. Жидкость при нормальных условиях не сжимается.

"Колонка" — это длинный сегмент опорно—двигательной системы, например, голень. Мягкие ткани по своим свойствам похожи на газом—жидкостную среду. Фиксирующая повязка не только удерживает отломки, но в основном предотвращает увеличение длины окружности сегмента при приложении силы, то есть при мышечном сокращении. Таким образом, функция смежных суставов и связанные с этим сокращения мышц не влияют на смещение

Реферат

Существующие методы хирургического лечения перелома пилонна (перелом дистального метаэпифиза большеберцовой кости) не обеспечивают ранней функциональной реабилитации больных. Отсутствие уверенности в надежной фиксации отломков у значительного числа пациентов обуславливает необходимость применения гипсовой иммобилизации в течение длительного времени. В поисках возможностей раннего функционального лечения перелома пилонна предложены теория "функциональной стабилизации" (вместо "искусственной", но необходимой гипсовой иммобилизации), материалы и технологии для ее реализации. Для обоснования с биомеханической точки зрения целесообразности применения новых материалов (Softcost, Scotchcost) приведены данные об их физико—технических свойствах, в частности, изучены величины прогибания в зависимости от нагрузки и модули упругости этих материалов.

Ключевые слова: перелом пилонна; функциональная стабилизация; механические свойства материалов.

Abstract

Existing methods of surgical treatment of the pilon fractures do not provide early functional rehabilitation of patients. The lack of confidence in secure fixation of fragments in significant quantity of patients causes necessity to apply a plaster immobilization during long time. While seeking possibilities of early functional treatment of the pilon fractures there was proposed a theory of "functional stabilization" (instead of "artificial", but necessary plaster immobilization), materials and technologies for its realization. For substantiating, from the biomechanical point of view, of expediency of a new materials (Softcost, Scotchcost) application the data about their physic—chemical properties were adduced, and in particular, there were studied the bowing values, depending on loading, and modules of elasticity of these materials.

Key words: pilon fractures; functional stabilization; mechanical properties of materials.



Рис. 1. Расчетная схема эксперимента (пояснение в тексте).

ние отломков, а наоборот, повышая давление внутри колонки, способствуют их стабилизации.

Однако существует неперемное условие эффективного функционирования этой системы: материал, из которого изготовлена фиксирующая повязка, должен изменять форму в соответствии с изменением контуров сегмента при мышечном сокращении, но при этом не растягиваться, увеличивая длину окружности и внутренний объем повязки (иначе не повысится давление в "колонке" и эффект стабилизации отломков не реализуется). Другими словами, материал должен быть гибким, но не эластичным. Еще одним требованием к материалу и повязке в целом, объективно необходимым, но трудно сочетаемым с предыдущим, является достаточная продольная жесткость (устойчивость по отношению к осевой деформации сегмента).

В конце 80—х — начале 90—х годов минувшего столетия в Роттердамском университетском госпитале были проведены клинические испытания материалов Softcast и Scotchcast, которые по своим экологическим и физико—техническим свойствам оказались пригодными для изготовления индивидуальных фиксирующих средств.

Таким образом, осуществлен переход от "неестественной, но необходимой" гипсовой иммобилизации к качественно новой "золотой середине" — "естественной и необходимой" функциональной стабилизации поврежденных сегментов опорно—двигательной системы.

В последние годы усилиями частных торговых компаний несколь-

ко видов подобных материалов пропагандируются в Украине и применяются в ортопедо—травматологической практике, правда, в ограниченных масштабах. При этом распространители (коммерческие фирмы), а тем более пользователи (врачи и пациенты) меньше всего уделяли внимание возможности качественно повлиять на процессы репаративной регенерации переломов, применяя технологию как простую замену гипса; основным привлекающим моментом было улучшение качества жизни пациентов — тонкостенные легкие повязки не разрушаются в воде, моются, позволяют выполнять процедуры личной гигиены, гораздо более устойчивы к деформирующим нагрузкам по сравнению с гипсом. Поэтому их использовали как простую замену гипса. Вероятно, иначе и не могло быть, поскольку торговые фирмы предоставляли информацию, в основном рекламную, и минимально необходимые для пользователей технологические сведения.

В поисках возможностей раннего функционального лечения перелома пилона нам представляются перспективными философия "функциональной стабилизации" и предлагаемые материалы. Однако особый характер повреждений предусматривает высокую ответственность и необходимость глубокого биомеханического обоснования конструкций индивидуальных ортезов. Поскольку биомеханическое обоснование и конструктивная разработка этих устройств невозможны без конкретных данных о физико—технических свойствах материалов, на первом этапе целью иссле-

дования было изучение механических свойств материалов Softcast и Scotchcast.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В лаборатории биомеханики проведены экспериментальные исследования по изучению механических свойств материалов, используемых для изготовления иммобилизующих повязок при переломах костей голени.

Испытывали три вида материала: гипс, Softcast и Scotchcast. Из каждого материала изготовлены по три пластины размерами $100 \times 10 \times 4$ мм. Образцы консольно закрепляли одним концом на стенде. К свободному концу образца прикладывали изгибающую нагрузку. Величину нагрузки изменяли ступенчато от 1 до 5 Н с шагом 1 Н. При каждом изменении нагрузки измеряли величину прогиба образца. На основании полученных данных рассчитывали изменения модуля упругости препаратов. Расчетная схема эксперимента приведена на рис. 1.

Величину прогиба образца определяли по формуле [2]:

$$v = \frac{F \times l^3}{3 \times E \times J} \quad (1)$$

где F — сила, прикладываемая к образцу;

l — плечо приложения силы F ;

E — модуль упругости образца;

J — момент инерции.

По формуле (1) определяли модуль упругости исследованного образца:

$$E = \frac{F \times l^2}{3 \times J \times v} \quad (2)$$

Момент инерции (J) для образца прямоугольного сечения определяли по формуле:

$$J = \frac{b \times h^3}{12} \quad (3)$$

где b — ширина образца;

h — высота образца.

Подставив это выражение в формулу (2), получим расчетную формулу для определения модуля упругости (E) образца [2]:

$$E = \frac{F \times l^2 \times 12}{3 \times b \cdot h^3 \times v} \quad (4)$$

Исследования проведены на установке для биомеханических испытаний, которая позволяет передавать изучаемому объекту изгибающие усилия.

Величину деформации измеряли с помощью микрометра часового типа; величину нагрузки — тензометрического датчика SBA — 100L, результаты фиксировали с помощью устройства регистрации CAS типа CI — 2001A.

Данные обработаны статистически [6]. Определяли среднее значение величины прогиба для каждой нагрузки и его стандартное отклонение. В связи с тем, что мы изучаем возможность замены гипса новыми материалами Softcast и Scotchcast, проведено попарное сравнение величины прогиба Softcast и Scotchcast с гипсом, а также с помощью однофакторного дисперсионного анализа с использованием апостериорного теста Дункана определяли, на сколько значимо различаются свойства материалов.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Мы проанализировали данные, полученные в эксперименте. Величины прогиба образцов из разных материалов, в зависимости от величины приложенной нагрузки, приведены в *табл. 1*.

При анализе полученных данных установлено, что величина прогиба гипса значительно меньше, чем Softcast и Scotchcast, причем, по мере увеличения нагрузки различия величины прогиба увеличиваются. Зависимость величины прогиба образцов из разных материалов от величины приложенной нагрузки приведена на *рис. 2*.

По данным однофакторного дисперсионного анализа ANOVA установлено, что образцы достоверно различаются ($F = 7,672$; $p = 0,007$). Особенности распределения значений прогиба образцов проанализированы с помощью апостериорного теста Дункана (*табл. 2*).

Полученные данные свидетельствуют, что величина прогиба гипса достоверно ($\alpha = 0,05$) отличается от таковой Scotchcast и Softcast; величина прогиба Scotchcast и Softcast

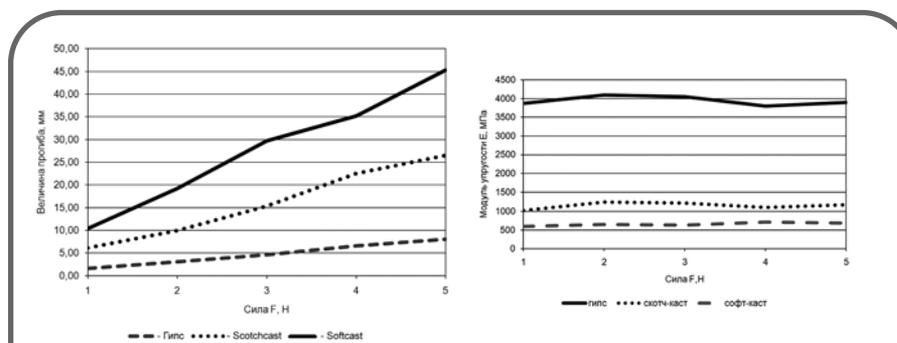


Рис. 2.
Зависимость величины прогиба образцов от величины приложенной нагрузки.

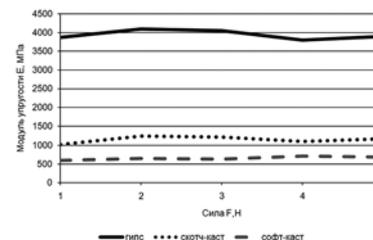


Рис. 3.
Зависимость модуля упругости материала образцов от величины приложенной нагрузки.

Таблица 1. Прогиб образцов из разных материалов в зависимости от величины приложенной нагрузки

Нагрузка F, H	Величина прогиба, мм ($\bar{x} \pm m$)		
	гипс	Scotchcast	Softcast
1	1,61 ± 0,25	6,12 ± 1,60	10,42 ± 3,0
2	3,05 ± 0,46	10,00 ± 2,50	19,23 ± 3,6
3	4,63 ± 0,98	15,37 ± 2,80	29,76 ± 4,8
4	6,58 ± 1,52	22,52 ± 4,20	35,21 ± 5,2
5	8,01 ± 1,65	26,48 ± 4,80	45,29 ± 6,7

Примечание. Статистическая значимость дисперсионного анализа — $F = 7,672$, $p = 0,007$

Таблица 2. Результаты апостериорного теста Дункана однофакторного анализа ANOVA

Материал	Подмножество для $\alpha = 0,05$	
	1	2
Гипс	4,78	
Scotchcast		16,10
Softcast		27,98
Внутригрупповая значимость	0,080	0,068

Таблица 3. Модуль упругости материалов образцов в зависимости от величины приложенной нагрузки

Нагрузка F, H	Модуль упругости материала, МПа ($\bar{x} \pm m$)		
	гипс	Scotchcast	Softcast
1	3870 ± 120,3	1021 ± 92,5	600 ± 46,8
2	4100 ± 122,5	1250 ± 85,5	650 ± 42,8
3	4050 ± 124,0	1220 ± 99,3	630 ± 48,7
4	3800 ± 136,5	1110 ± 98,4	710 ± 52,8
5	3900 ± 108,4	1180 ± 87,3	690 ± 40,3
Обобщающее значение	3944,0 ± 126,2	1156,2 ± 92,0	656,0 ± 44,5

Примечание. Статистическая значимость дисперсионного анализа — $F=1785,305$, $p=0,001$

между собой достоверно не различается ($p = 0,068$), несмотря на то, что абсолютное значение прогиба Softcast наибольшее и заметно превышает не только значение прогиба гипса, но и Scotchcast.

Далее нами изучен модуль упругости материалов в зависимости от величины приложенной нагрузки (*табл. 3*).

Гипс обладает очень высоким модулем упругости — $(3944,0 \pm$

Таблица 4. Результаты апостериорного теста Дункана однофакторного анализа ANOVA

Материал	Подмножество для $\alpha = 0,05$		
	1	2	3
Softcast	656,0		
Scotchcast		1156,2	
Гипс			3944,0
Внутригрупповая значимость	1,000	1,000	1,000

126,2) МПа, который значительно превышает модуль упругости Scotchcast — $(1156,2 \pm 92,0)$ МПа и Softcast — $(656,0 \pm 44,5)$ МПа. На *рис. 3* показаны значения модуля упругости изучаемых образцов и его изменения при различных нагрузках. Отмечено, что модуль упругости гипса более чем в 4 раза превышает модуль упругости Scotchcast и Softcast.

Несмотря на значительный разброс значений прогиба материалов при испытаниях, рассчитанный модуль упругости незначительно изменялся при различных нагрузках на

образец. По данным дисперсионного анализа, образцы достоверно различались ($F = 1785,305; p = 0,001$). При проведении дополнительно апостериорного теста Дункана установлены особенности модуля упругости изучаемых образцов (*табл. 4*), которые достоверно различались ($\alpha = 0,05$).

ВЫВОДЫ

1. Величина прогиба в зависимости от приложенной нагрузки, а также модуль упругости материала Softcast — $(656,0 \pm 44,5)$ МПа свидетельствуют, что он может обеспе-

чить плотное, но не жесткое прилегание к покровным тканям.

2. Величина прогиба в зависимости от приложенной нагрузки, а также модуль упругости материала Scotchcast — $(1156,2 \pm 92,0)$ МПа свидетельствуют, что он может быть использован в качестве армирующего материала для функциональных ортезов.

3. Величина прогиба в зависимости от приложенной нагрузки, а также модуль упругости гипса — $(3944,0 \pm 35,0)$ МПа свидетельствуют, что этот материал не соответствует требованиям функциональной стабилизации.

4. Данные о величине прогиба в зависимости от нагрузки, а также модуль упругости могут быть использованы для математического моделирования материалов Softcast и Scotchcast в качестве компонентов функционально — стабилизирующих повязок и для последующего конструирования.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бур'янов О. А. Оптимізація способів лікування дистального епіметафіза великогомілкової кістки / О. А. Бур'янов, В. П. Кваша, Муаяд Мухаммад Аль Хадже Хусейн Ююб // Травма. — 2008. — Т.9, № 4. — С. 396 — 398.
2. Тяжелов А. А. Острые повреждения голеностопного сустава / А. А. Тяжелов, Л. Д. Гончарова. — Харьков; Донецк, 2012. — 226 с.
3. A quantitative comparative analysis of fracture healing under the influence of compression plating us closed weight bearing treatment / A. Sarmiento, D. L. Muller, L. L. Latta [et al.] // Clin. Orthop. — 1980. — Vol. 149. — P. 232 — 239.
4. Евсеев В. И. Моделирование биохимических систем в травматологии и ортопедии / В. И. Евсеев // Вопросы биомеханики в травматологии и ортопедии: науч. тр. — Казань, 1989. — С. 28 — 31.
5. Евсеев В. И. Биомеханическое обоснование функционального лечения некоторых внутрисуставных переломов / В. И. Евсеев // Вопросы биомеханики в травматологии и ортопедии: сб. ст. — Л., 1978. — С. 110 — 112.
6. Ахим Б. SPSS: искусство обработки информации. Анализ статистических данных и восстановление скрытых закономерностей: пер. с нем. / Б.Ахим, П. Цефлер. — СПб.: ООО "ДиаСофтЮП", 2005. — 608 с.

