



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА ПО НАДЗОРУ В СФЕРЕ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
И СОЦИАЛЬНОГО РАЗВИТИЯ

РЕГИСТРАЦИОННОЕ УДОСТОВЕРЕНИЕ

№ ФС -2005/021

от 24 июня 2005 г.

Действительно до 24 июня 2015 г.

Название медицинской технологии:

Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций

Аннотация:

Представлена методика исследования жесткостных возможностей аппаратов внешней фиксации, которая позволяет сравнивать жесткостные характеристики аппаратов различных конфигураций и типов. Разработана модульная классификация чрескостного остеосинтеза, позволяющая оценить все узлы внеочаговых фиксаторов и весь аппарат в целом.

*Показания, противопоказания и материально-техническое оснащение изложены в приложении.

Разработчик: Российский Ордена Трудового Красного Знамени научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р.Вредена (197046, Санкт-Петербург, Александровский парк, 5)

Медицинская технология предназначена для специалистов:
травматологов-ортопедов

Руководитель
Федеральной



(подпись, печать)

Р.У.Хабриев

В методических рекомендациях изложен метод определения оптимальных компоновок аппаратов для чрескостного остеосинтеза путем исследования жесткости фиксации моделей внесуставных диафизарных монолокальных переломов любыми аппаратами внешней фиксации.

Методические рекомендации предназначены для врачей травматологов-ортопедов и исследователей, занимающихся совершенствованием чрескостного остеосинтеза.

Методические рекомендации составлены з.д.н. РФ, чл.-кор. РАМН, д.м.н. проф. Н.В. Корниловым, д.м.н. Л.Н. Соломиным, н.с. С.А. Евсеевой, м.н.с. В.А. Назаровым, д.т.н. проф. СПбГЭТУ П.И. Бегуном.

Жесткость – способность элементов конструкции сопротивляться перемещениям. Показатели жесткости фиксации костных фрагментов являются одними из основополагающих в характеристике костных крепителей.

Известные в машиностроении испытательные машины могут быть лишь в той или иной мере адаптированы для исследования жесткости остеосинтеза. Однако для того, чтобы определить жесткость моделей по шести степеням свободы, необходимо наличие парка испытательных машин, что доступно лишь узкому кругу исследователей. Поэтому большинство авторов используют оригинальные биомеханические стенды. Конструктивные особенности стендов и отличия в методах проведения эксперимента, касающиеся выбора имитатора кости и вида его разрушения, способа закрепления модели в стенде, использования того или иного типа силозадающего элемента, количества и способов установки индикаторов смещения, способов оценки результатов тестов и т.п. не позволяют сравнить данные различных авторов.

Таким образом, отсутствие стандартного метода по определению жесткости чрескостного остеосинтеза должно рассматриваться как препятствие для выявления оптимальных, с рассматриваемой точки зрения, конструкций. Клинически данное положение часто реализуется в использовании чрескостных аппаратов, не обеспечивающих необходимой для функционального лечения жесткости остеосинтеза. Это увеличивает риск возникновения осложнений, что может сказаться на результатах лечения. Известны также попытки не вполне обоснованного увеличения ригидности фиксации костных фрагментов, что приводит к повышению травматичности оперативного вмешательства, увеличивает громоздкость конструкции.

Материалы, изложенные в данной медицинской технологии, позволяют восполнить указанный пробел предоперационного планирования, вооружив исследователя и практического врача методом аналитического определения оптимальных компоновок аппаратов внешней фиксации для конкретной клинической ситуации.

Предлагаемый метод исследования жесткости фиксации костных фрагментов при чрескостном остеосинтезе включает проведение алгоритма стандартных действий и расчетов по определению основных характеристик жесткости аппарата внешней фиксации. При этом возможность воспроизведения эксперимента и проверки данных исследований обеспечивается использованием «Метода унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза» (приложение 1), приложением стандартных смещающих усилий и их стандартной обработкой для определения индекса Илизарова.

Проанализирован более чем двадцатилетний отечественный и зарубежный опыт исследования жесткости чрескостного остеосинтеза. Разработан оригинальный метод, который отличаются теоретическая обоснованность, доступность, возможность точного воспроизведения любым исследователем тестируемых чрескостных аппаратов для определения оптимальных компоновок. Дано определение различным типам чрескостных модулей, введены понятия эталонов чрескостных модулей, индекса Илизарова, которые использованы в алгоритме стандартных этапов исследования для анализа и контроля точности выполнения эксперимента. Получен патент РФ № 2245139 (Способ исследования жесткости моделей чрескостного остеосинтеза и устройство для его осуществления).

ФОРМУЛА МЕТОДА ИССЛЕДОВАНИЯ ЖЕСТКОСТИ ЧРЕСКСТОГО ОСТЕОСИНТЕЗА

Метод исследования жесткости фиксации костных фрагментов при чрескостном остеосинтезе включает проведение алгоритма стандартных действий и расчетов по определению основных характеристик жесткости аппарата внешней фиксации. Метод обеспечивает возможность воспроизведения эксперимента и проверки данных исследований с использованием «Метода унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза», а так же приложением стандартных смещающих усилий и их стандарт-

ной обработкой для определения индекса Илизарова.

ПОКАЗАНИЯ И ПРОТИВОПОКАЗАНИЯ К ПРИМЕНЕНИЮ МЕТОДА

Метод экспериментального определения показателей жесткости фиксации моделей внесуставных диафизарных монолокальных переломов пригоден для исследования любых аппаратов внешней фиксации. Противопоказаний к применению метода нет.

МАТЕРИАЛЬНО-ТЕХНИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ МЕТОДА

Для выполнения экспериментальных исследований необходимо следующее оснащение:

1. Стенд для проведения исследований, изготовленный на основе комплектующих аппарата Илизарова (рис. 1).

2. Индикаторы измерения линейных перемещений с чувствительностью 0,01 мм. ТО 2.221071.013-89.

3. Тарированные грузы. ТУ 64-1-855-78.

4. Имитаторы кости: деревянные цилиндры диаметром 30 ± 5 мм.

5. Аппарат Илизарова: № 81/823-53; ТУ 64-1-3673-82.

6. Аппарат для репозиции и фиксации костных отломков по М.В. Волкову и О.В. Оганесяну № 77/623-51.

7. Набор стержневых дистракционно-компрессионных аппаратов № 93/199-184.

8. Набор универсальных инструментов и элементов аппаратов для чрескостной внешней фиксации: № 93/199-183; ТУ 3872.КММЛ-009-91.

9. Спице-стержневая внешняя фиксация переломов и деформаций костей конечностей: № 29/12071298/11112-00, ТУ 9438-149-0189-4927-99.

Спицы для скелетного вытяжения: ТУ 9438-001-12965139-94.

На рисунке 1 представлена схема стенда для определения жесткости модулей чрескостного остеосинтеза.

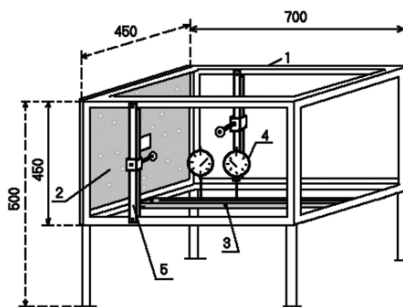


Рис. 1. Стенд для исследования жесткости остеосинтеза: 1 – станина; 2 – фиксирующая панель; 3 – балка для фиксации датчиков; 4 – ножка; 5 – блоки; 6 – индикатор линейных перемещений.

Станина стенда имеет вид параллелепипеда, который изготавливается на основе деталей аппарата Илизарова и из стального уголка $45 \times 45 \times 5$ мм, жестко соединенных между собой в зоне стыков. Использование стального уголка обеспечивает высокую жесткость конструкции. Кроме этого, ребра уголка удобно использовать в качестве «направляющих» для балки, фиксирующей датчики, а также балок с блоком для моделирования осевых (компрессия, дистракция), поперечных и ротационных нагрузок (рис. 1).

Фиксирующая панель предназначена для фиксации посредством болтов (хомутов) внешних опор аппаратов внешней фиксации. Она изготовлена с применением кольцевых опор из набора аппарата Илизарова или из стального листа размером 450х450х4 мм. В центре фиксирующей панели имеется отверстие 50х50 мм, а также в ней имеются радиально расположенные отверстия диаметром 6,2 мм. Расстояние между отверстиями тарировано таким образом, чтобы имелась возможность крепления стандартных кольцевых опор из набора аппарата Илизарова (100, 110, 120, 130, 140, 150, 160, 180, 200, 225, 240 мм). Для каждого типоразмера в фиксирующей панели должно быть сделано по 4 отверстия (рис. 2).

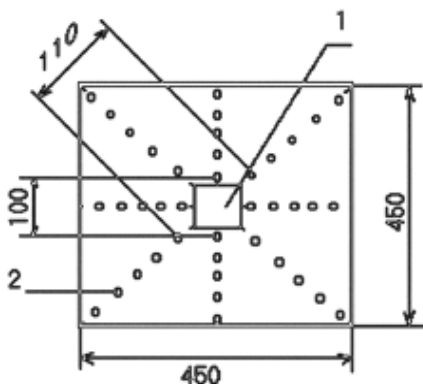


Рис. 2. Схема фиксирующей панели.

Кроме этого, в фиксирующей панели имеются отверстия для фиксации зажимной муфты (рис. 3).

Зажимная муфта предназначена для жесткого крепления к фиксирующей панели имитатора кости диаметром 30 ± 5 мм. Она состоит из диска (1) и скобы (2). Диск зажимной муфты имеет отверстия для прикрепления к нему болтами скобы. Кроме этого, в диске имеются отверстия для прикрепления его болтами к фиксирующей панели стенда. Скоба состоит из двух симметричных частей, соединенных болтами и крепится к диску также при помощи болтов.

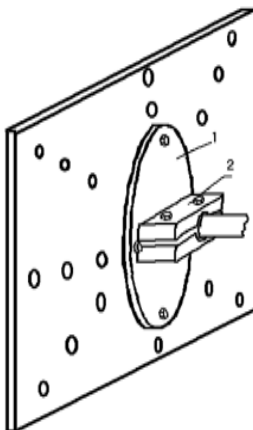


Рис. 3. Схема зажимной муфты: 1 – диск; 2 – скоба.

Стенд комплектуется металлической балкой для фиксации индикаторов линейного перемещения (рис. 1). Балку, благодаря поперечным пазам, сделанным на каждом из ее концов, можно перемещать в плоскости основания станины. По всей длине балки сделана продольная прорезь для фиксации ножек индикаторов (датчиков). Наличие поперечных пазов и продольной прорези в балке делает возможным подведение датчика к любой точке исследуемой конструкции (рис. 4).



Рис. 4. Схема балки для фиксации индикаторов линейных перемещений: 1 – поперечные пазы; 2 – продольная прорезь.

Для возможности моделирования осевых (компрессия, дистракция), поперечных и вращающих нагрузок стенд оснащен двумя балками с блоком. Балка (рис. 5) благодаря поперечным пазам (1), сделанным на каждом из ее концов, может перемещаться в боковой плоскости станины. На одном конце балки имеется резьба, на которую навернута гайка (2). При закручивании гайки балка за счет расклинивания прочно крепится к станине стенда. По балке передвигается в продольном направлении блок (3), состоящий из муфты (4) и штока (5) с роликом (6). Муфта (4) может возвратно-поступательно передвигаться по балке (1). Для ее фиксации в выбранном положении служит болт (7). Ее используют при моделировании осевых (компрессия) и ротационных нагрузок.

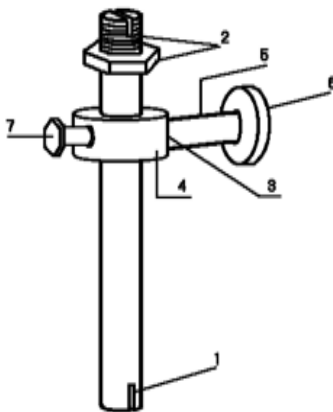


Рис. 5. Схема балки с блоком: 1 – поперечные пазы; 2 – резьба с гайкой; 3 – блок; 4 – муфта; 5 – шток; 6 – ролик; 7 – болт.

В качестве имитатора кости в исследованиях используют деревянные стержни диаметром 30 мм. Вопрос об использовании в данном эксперименте в качестве имитатора кости образцов из дерева, металла или пластика не является, при принятой методике исследования, принципиальным. При нагружении моделей остеосинтеза величины деформации имитаторов кости бесконечно малые по сравнению с деформациями чрескостных элементов аппаратов внешней фиксации. Доступность материала для имитато-

ра кости – также одно из его достоинств.

Использование трупных костей для проведения стендовых испытаний обозначенного диапазона не имеет явных преимуществ, однако имеет определенные ограничения по законодательным и этическим причинам. Следует отметить и фактическую сложность взятия для опыта трупных костей с одинаковыми антропометрическими данными.

ОБЩИЕ ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

Классификация чрескостных модулей

Функциональной единицей в построении аппаратов внешней фиксации является внешняя опора с закрепленными в ней одним или несколькими чрескостными элементами. Эта функциональная единица обозначена как чрескостный «модуль первого порядка».

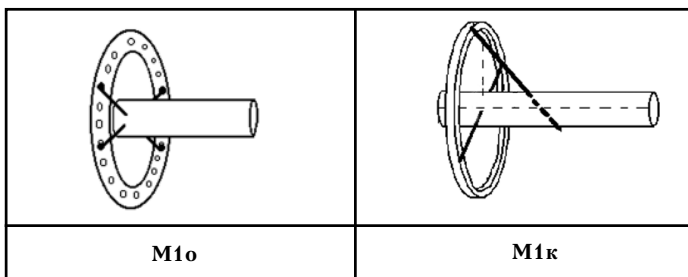


Рис. 6. Модули первого порядка (M1)

Модули с однотипными чрескостными элементами (только спицы или только стержни-шурупы) приняты как однородные модули первого порядка (M1o). Внешние опоры, в которых закреплены различные типы чрескостных элементов (например, спица и стержень-шуруп), являются комбинированными модулями первого порядка (M1k).

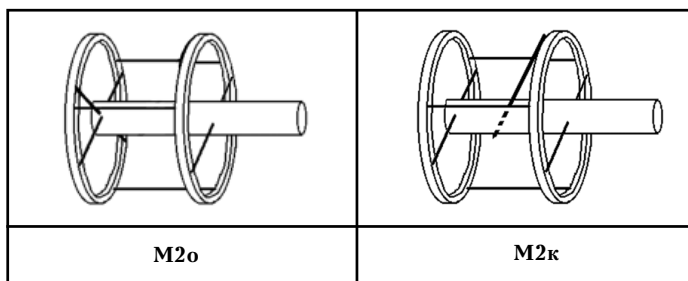


Рис. 7. Модули второго порядка.

В соответствии с установленными биомеханическими требованиями каждый костный фрагмент в чрескостном аппарате фиксируется одним или двумя модулями первого порядка. Два модуля первого порядка, объединенные в общую подсистему (фиксирующие один костный фрагмент), обозначены как «модуль второго порядка» (M2). Однородными модулями второго порядка (M2o) являются объединенные в единую подсистему два однородных модуля первого порядка. Комбинированными модулями

второго порядка (М2к) являются объединенные в единую подсистему два комбинированных модуля первого порядка либо объединение однородного и комбинированного модулей второго порядка.

О модулях третьего порядка для одного костного фрагмента можно говорить только гипотетически. Поэтому модулем третьего порядка (М3) является полная компоновка чрескостного аппарата. При наличии двух костных фрагментов М3-модуль может быть обозначен тремя вариантами:

- М1+М1
- М1+М2 или М2+М1
- М2+М2

В зависимости от типов используемых чрескостных элементов (только спицы, только стержни-шурупы, комбинация спиц и стержней-шурупов) М3 формально обозначаются как М3о и М3к.

Общая классификация модулей в чрескостном остеосинтезе представлена в таблице 1.

Таблица 1

Классификация чрескостных модулей

М1 – модули первого порядка	М2 – модули второго порядка
М1о – однородные модули первого порядка	М2о – однородные модули второго порядка
М1к – комбинированные модули первого порядка	М2к – комбинированные модули второго порядка
М3 – модули третьего порядка	
М3о – однородные модули третьего порядка	
М3к – комбинированные модули третьего порядка	

Использование понятия «модуль» в приведенном контексте согласуется с определением слова в толковом словаре и, кроме этого, позволяет упорядочить использование термина в чрескостном остеосинтезе. Приведенная классификация модулей обеспечивает планомерный характер исследований биомеханики жесткости чрескостного остеосинтеза: в направлении от наиболее изученных однородных (спицевых) модулей первого порядка (М1о) к комбинированным модулям второго порядка (М2к) и полной компоновке чрескостного аппарата (М3).

Метод унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза

Для возможности воспроизведения и проверки результатов эксперимента любым исследователем все компоновки аппаратов внешней фиксации должны быть строго обозначены. Известно, что изменение уровней проведения чрескостных элементов, угла взаимного перекреста, геометрии и размеров внешних опор, расстояния между опорами и механически задаваемого состояния между ними, а также других показателей отражается на результатах эксперимента. Поэтому обязательным условием исследования жесткости чрескостного остеосинтеза является точное обозначение компоновок исследуемых аппаратов с помощью «Метода унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза». Полное описание метода размещено на сайте <http://www.aotrf.org/site/metod.html>.

Моделирование смещающих усилий

При исследовании жесткости остеосинтеза исследуют реакцию чрескостных модулей на смещающие нагрузки в стандартных шести степенях свободы (рис. 8).

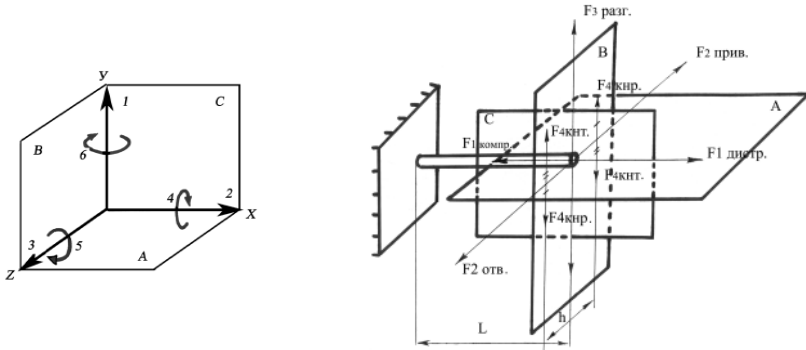


Рис. 8. Общая схема стандартных смещающих нагрузок: 1 – возможные смещения в соответствии со степенями свободы; 2 – схема нагружения: $F1_{дистр.}$ – продольная сила distraction; $F1_{компр.}$ – продольная сила компрессии; $F2_{отв.}$ – поперечная сила отведения; $F2_{прив.}$ – поперечная сила приведения; $F3_{сгиб.}$ – поперечная сила сгибания; $F3_{разг.}$ – поперечная сила разгибания; $F4_{кнт.}$ – ротационная сила кнутри; $F4_{кпр.}$ – ротационная сила кнаружи; А – фронтальная плоскость; В – трансверсальная (горизонтальная) плоскость; С – сагиттальная плоскость.

Жесткость исследуемых чрескостных модулей – это способность оказывать сопротивление смещению отломков, возникающему в результате действия внешней нагрузки.

Жесткость остеосинтеза характеризуется:

- коэффициентом жесткости (К), который определяется из отношения внешних нагрузок к линейным и угловым перемещениям;
- податливостью, которая определяется из отношения линейных и угловых перемещений к единичным нагрузкам (величина, обратная коэффициенту жесткости).

В данном методе исследования использована первая из названных характеристик. Чем больше коэффициент жесткости, тем больше жесткость фиксации костных фрагментов.

Осевые силы $F1_{дистр.}$ и $F1_{компр.}$ прилагают в направлении продольной оси имитатора кости. Продольная жесткость остеосинтеза при distraction – жесткость остеосинтеза при растяжении силой $F1_{дистр.}$ в продольном направлении.

Продольная жесткость остеосинтеза при компрессии – жесткость остеосинтеза при сжатии силой $F1_{компр.}$ в продольном направлении.

Поперечные силы $F2_{отв.}$ и $F2_{прив.}$ создают угловые перемещения фрагмента во фронтальной плоскости А (рис. 8).

Жесткость остеосинтеза при отведении – поперечная жесткость остеосинтеза при изгибе фрагмента силой $F2_{отв.}$ во фронтальной плоскости.

Жесткость остеосинтеза при приведении – поперечная жесткость остеосинтеза при изгибе фрагмента силой $F2_{прив.}$ во фронтальной плоскости.

Поперечные силы $F3_{сгиб.}$ и $F3_{разг.}$ создают угловые перемещения фрагмента в сагиттальной плоскости С (рис. 8).

Жесткость остеосинтеза при сгибании – поперечная жесткость остеосинтеза при изгибе фрагмента силой $F3_{сгиб.}$ в сагиттальной плоскости.

Жесткость остеосинтеза при разгибании – поперечная жесткость остеосинтеза при изгибе фрагмента силой $F3_{разг.}$ в сагиттальной плоскости.

Ротационные силы $F4_{кпр.}$ и $F4_{кнт.}$ создают угловые перемещения фрагмента в трансверсальной плоскости В (рис. 8).

Жесткость остеосинтеза при ротации кнаружи – жесткость остеосинтеза при кручении фрагмента силой $F_{4кнр}$ в трансверзальной плоскости.

Жесткость остеосинтеза при ротации кнутри – жесткость остеосинтеза при кручении фрагмента силой $F_{4кнт}$ в трансверзальной плоскости.

Линейные жесткости модуля характеризуют коэффициенты жесткости distraction $K_{дистр}$ и compression $K_{компр}$.

$$K_{дистр} = F_{1дистр} / U_{дистр}; K_{компр} = F_{1компр} / U_{компр},$$

где $U_{дистр}$, $U_{компр}$ – перемещения фрагмента в осевом направлении, соответственно, при distraction и compression.

Единица измерения линейных коэффициентов жесткости Н/мм.

Поперечные жесткости остеосинтеза характеризуют коэффициенты жесткости отведения $K_{отв}$ и $K_{прив}$, $K_{сгиб}$ и $K_{разг}$

$$K_{отв} = F_{2отвL} / \phi_{отв}; K_{прив} = F_{2привL} / \phi_{прив};$$

$$K_{сгиб} = F_{3сгибL} / \phi_{сгиб}; K_{разг} = F_{3разгL} / \phi_{разг},$$

где: L – плечо, на котором поперечные силы создают изгибающие моменты (расстояние от точки приложения силы до места жесткого закрепления модуля, рис. 8); $\phi_{отв}$, $\phi_{прив}$, $\phi_{сгиб}$ и $\phi_{разг}$ – углы поворота фрагмента при действии поперечных сил, соответственно при отведении, приведении, сгибании и разгибании.

В модуле $M1$: $L_{M1} = 100$ мм (рис. 9); в модуле $M2$: $L_{M2} = 250$ мм (рис. 10); в модуле $M3$: $L_{M3} = 275$ мм (рис. 11). Единица измерения коэффициентов поперечных жесткостей Нмм/град.

Жесткости остеосинтеза при ротации характеризуют коэффициенты жесткости остеосинтеза при ротации кнутри $K_{кнт}$ и кнаружи $K_{кнр}$

$$K_{кнт} = F_{4кнт} h / \phi_{кнт};$$

$$K_{кнр} = F_{4кнр} h / \phi_{кнр},$$

где: h – удвоенное расстояние от точки приложения силы $F_{4кнт}$ (или $F_{4кнр}$) до оси фрагмента (рис. 8); $\phi_{кнт}$, $\phi_{кнр}$ – углы кручения фрагмента под действием ротационных сил соответственно кнутри и кнаружи.

При исследовании всех модулей ($M1$, $M2$, $M3$) $h = 200$ мм.

Следует отметить, что задача эксперимента не сводится к выяснению величины смещающего усилия, при котором наступит разрушение или пластическая деформация чрескостных элементов и рамы аппарата, так как для клинической практики подобные знания не имеют важного прикладного значения. Эксперимент проводят на основании следующего допущения: если смещение нагружаемого фрагмента при исследовании модулей I или II порядков, и на стыке костных фрагментов, при исследовании модуля III порядка достигло **1 мм** или **1°**, нагрузка в этом случае называется предельной и ее дальнейшее приращение нецелесообразно.

Эталон жесткости чрескостных модулей

Для сравнения жесткости модулей различных аппаратов необходимо использовать эталон. Эталонный модуль первого порядка ($M1э$) – это модель на основе кольцевой опоры из комплекта аппарата Илизарова внутренним диаметром 160 мм. Длинную ось имитатора кости располагают в центре кольцевой опоры. Диаметр спиц – 2 мм, угол перекреста спиц – 60° сила их натяжения – 1000 Н. Длина имитатора кости – 175 мм. Спицы проводят, отступя 25 мм от торца имитатора кости – принятая локализация уровня I. Длина плеча нагружения в сагиттальной и фронтальной плоскостях – $L = 100$ мм (рис. 9).

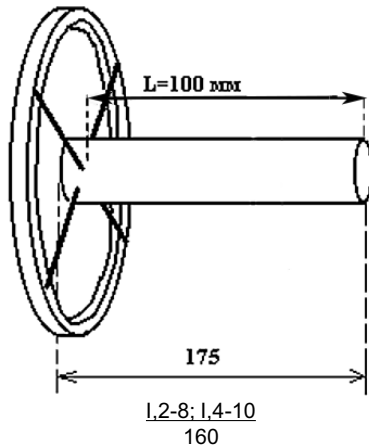


Рис. 9. Эталонный модуль первого порядка.

Эталонный модуль второго порядка (М2Э) – это модель на основе двух кольцевых опор, расположенных на расстоянии 150 мм и соединенных тремя стержнями. Длина имитатора кости – 280 мм. Спицы проксимальной опоры проводят, отступя 25 мм от торца имитатора кости – принятая локализация уровня I. Расстояние между уровнями принято равным 50 мм. Спицу с упорной площадкой второй опоры проводят на уровне IV, отступя 150 мм от уровня I. Сила натяжения спиц – 1000 Н. Длина плеча нагружения в сагиттальной и фронтальной плоскостях – $L=250$ мм (рис. 10).

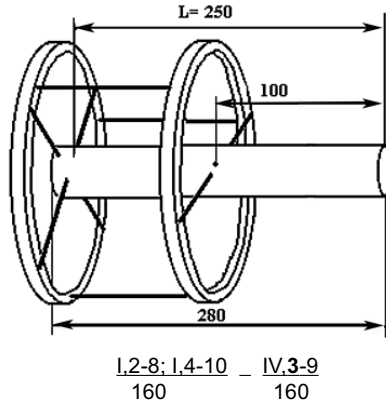


Рис. 10. Эталонный модуль второго порядка.

Эталонный модуль третьего порядка (М3Э) – это полная компоновка чрескостного аппарата, состоящего из двух эталонных модулей второго порядка, соединенных тремя стержнями. Длина имитатора кости 500 мм. Спицы проксимальной опоры проводят отступя 50 мм от торца имитатора кости – принятая локализация уровня I. Расстояние между уровнями принято равным 50 мм. Между костными фрагментами для возможности исследования реакции модели на осевую нагрузку «компрессия», создают диастаз 2 мм. Длина плеча нагружения в сагиттальной и фронтальной плоскостях – $L=275$ мм (рис. 11).

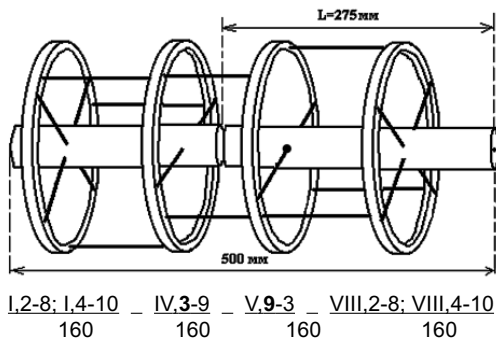


Рис. 11. Эталонный модуль третьего порядка.

При сравнении исследуемых модулей с эталонным определяют относительную жесткость – **индекс Илизарова (Ил)**:

$$\text{Ил} = K_{\text{Эт}} / K_{\text{Иссл}}$$

где $K_{\text{Эт}}$ – коэффициент жесткости эталонных модулей.

Соответственно для определения индекса Илизарова необходимо знать значения:

- для М1э: Км1э/дистр, Км1э/компр; Км1э/отв, Км1э/прив; Км1э/сгиб, Км1э/разг, Км1э/кнт, Км1э/кнр;
- для М2э: Км2э/дистр, Км2э/компр; Км2э/отв, Км2э/прив; Км2э/сгиб, Км2э/разг, Км2э/кнт, Км2э/кнр;
- для М3э: Км3э/дистр, Км3э/компр; Км3э/отв, Км3э/прив; Км3э/сгиб, Км3э/разг, Км3э/кнт, Км3э/кнр.

Значения коэффициентов жесткости эталонных модулей приведены в таблице 2.

Например, в случае, если:

- Ил = 1, то исследуемый модуль равен по жесткости эталону;
- Ил = 0,5, то исследуемый модуль по жесткости превышает эталон в 2 раза;
- Ил = 2, то исследуемый модуль по жесткости уступает эталону в 2 раза.

ВЫПОЛНЕНИЕ ЭКСПЕРИМЕНТА

Опыт в каждом случае повторяют трехкратно и проводят статистическую обработку результатов. При этом может быть использован пакет прикладных программ, например, «Statgraphics».

1. Исследование жесткости чрескостных модулей первого (М1) и модулей второго (М2) порядков

Алгоритм исследований жесткости модулей первого и второго порядков приведен на примере исследования эталонного модуля первого порядка (М1э) (рис. 8).

Исследование продольной жесткости М1э (рис. 12)

Исследование продольной жесткости М1э при компрессии (1) и дистракции (2). Внешнюю опору исследуемого модуля жестко крепят к фиксирующей панели стенда. К нагружаемому концу имитатора кости крепят металлическую планку (1). Балки с блоками подводят таким образом, чтобы создаваемые усилия от грузов были параллельны оси имитатора кости. При компрессии и дистракции балки с блоками располагают соот-

ответственно схеме. К торцу имитатора кости подводят индикатор линейных перемещений. Посредством тарированных по 5 Н грузов прикладывают исследуемую нагрузку (например, дистракция) с постепенным ее увеличением: 5Н – 10Н – 15Н – 20Н и т.д. Фиксируют значения датчика, показывающего величину смещения имитатора кости в зависимости от каждого приращения груза. Эксперимент прекращают, когда индикатор покажет величину смещения имитатора кости на 1 мм. Переустановив блоки, исследуют жесткость модуля от нагрузки «компрессия».

Контрольной признается величина, при которой наступило смещение в 1 мм. При исследовании большинства конструкций в диапазоне 5–200 Н, с достаточной степенью точности, можно аппроксимировать кривую нагрузка-перемещение отрезками прямой с шагом нагрузки 5 Н. Вводится допущение, что при этих приращениях нагрузки зависимость перемещения – сила линейная. При исследовании конструкций, обеспечивающих низкие показатели жесткости остеосинтеза, величина шаговой нагрузки может быть уменьшена.

В случае исследования М1э установлено, что смещение величиной 1 мм наступает при величине нагрузки $63 \pm 5\text{Н}$. Таким образом, коэффициент жесткости модуля первого порядка при «дистракции» составляет:

$$\text{KM1э/дистр} = 63 \text{ Н/мм.}$$

Особенности М1э (проведение двух спиц без упорных площадок в одной плоскости перпендикулярно длинной оси имитатора кости) обеспечивают одинаковое значение показателей жесткости при дистракции и компрессии:

$$\text{KM1э/компр} = 63 \text{ Н/мм.}$$

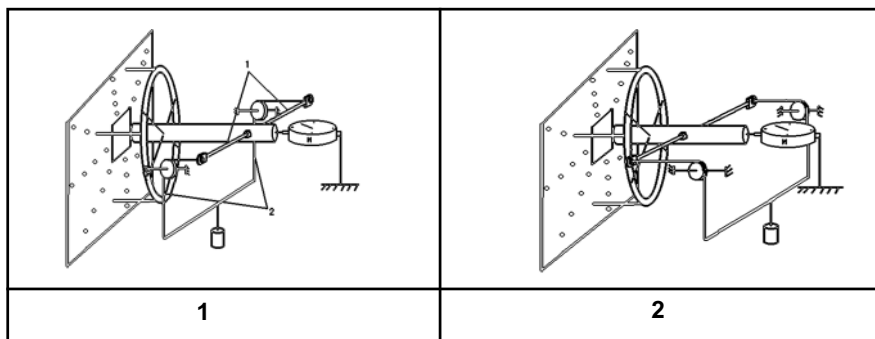


Рис. 12. Исследование продольной жесткости.

Исследования ротационной жесткости М1э (рис. 13)

Внешнюю опору исследуемого модуля жестко крепят к фиксирующей панели (рис. 13). На свободном конце нагружаемого фрагмента имитатора кости монтируют металлическую планку (1) на расстоянии 50 мм от плоскости опоры (при М2 – на расстоянии 50 мм от дистальной опоры). К точкам А и В, которые равно удалены от центра имитатора кости, подводят два датчика. Рекомендуемое расстояние между датчиками $L=100$ мм. Нагрузку прилагают в точках А1 и В1 металлической планки. Точки А1 и В1 также равно удалены от центра имитатора кости. Рекомендуемое расстояние между точками А1 и В1, $h=200$ мм. При моделировании внутренней ротационной нагрузки трос, фиксируемый к планке в точке А1, перекидывают через блок, который жестко прикреплен к станине стенда таким образом, что ролик находится на 30 мм выше металлической планки (показано на схеме). Второй трос прикреплен к металлической планке в точке В1. При моделировании наружной ротационной нагрузки трос, фиксируемый к планке в точке

В1, перекидывают через блок, который жестко прикреплен к станине стенда таким образом, что ролик находится на 30 мм выше металлической планки. Второй трос прикреплен к металлической планке в точке А1.

Посредством тарированных по 1 Н грузов, прилагаемых одновременно с обеих сторон, прикладывают нагрузки F4кнт или F4кпр с постепенным их увеличением: 2 Н – 4 Н – 6 Н – 8 Н и т.д.

Полученные по датчикам величины перемещения VA, VB в точках А и В от каждого приращения груза (VAi и VBi, где i – порядковый номер прикладываемой нагрузки), используют для дальнейшей обработки.

По формуле $\operatorname{tg}\varphi_i = (|VA_i| + |VB_i|) / L = n$ производят расчет угла поворота имитатора кости, рассчитав $\operatorname{tg}\varphi_i$.

В формуле:

L – расстояние между точками А и В.

Контрольной признается величина, при которой наступает смещение имитатора кости в зависимости от направления ротационной нагрузки, кнаружи или кнутри на $\varphi_{кнт} = \varphi_{кпр} = 1$ град.

В случае исследования M1э установлено, что смещение величиной 1° наступает при нагрузках F4кнт = F4кпр = 15 ± 1 Н.

Таким образом, коэффициент жесткости эталонного модуля первого порядка при ротации кнутри и кнаружи составляет:

$$KM1э/кнт = KM1э/кпр = 15 \cdot 200 = 3 \cdot 10^3 \text{ Нмм/град.}$$

Особенности M1э (проведение двух спиц без упорных площадок в одной плоскости перпендикулярно длинной оси имитатора кости) обеспечили одинаковое значение показателей жесткости при моделировании внутренней и наружной ротации.

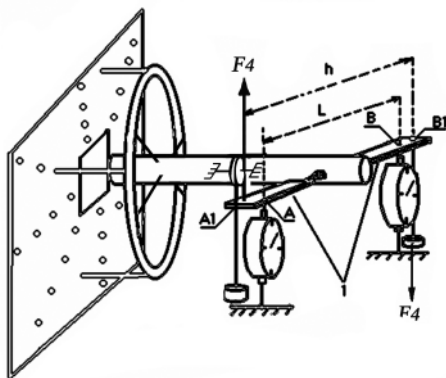


Рис. 13. Схема моделирования ротационных нагрузок.

Исследование поперечной жесткости M1э

Для приложения нагрузки в сагиттальной плоскости при сгибании (для M1э в растворе угла 120°) к свободному концу имитатора кости подводят два индикатора линейных перемещений часового типа на расстоянии a=40 мм друг от друга (рис. 14). Расстояние от плоскости кольцевой опоры (условная точка О) до первого индикатора b=40 мм. При исследовании M2 условная точка О находится в плоскости дистальной опоры. Для приложения нагрузки в сагиттальной плоскости при разгибании исследуемую конструкцию закрепляют, развернув на 180°.

Посредством тарированных по 1 Н грузов прикладывают нагрузку в сагиттальной (относительно ориентации M1 и M2) плоскости с постепенным ее увеличением: 1 Н – 2

Н – 3 Н – 4 Н и т.д. Нагрузка прикладывается на расстоянии 100 мм от условной точки О (рис. 14). Полученные по датчикам величины перемещения в точках А и В в зависимости от каждого приращения груза: ΔV_{Ai} и ΔV_{Bi} (i – порядковый номер прикладываемой нагрузки) используют для дальнейшей обработки.

Угол поворота имитатора кости в зависимости от каждого приращения груза определяют из формулы $\text{tg}\varphi_i = |\Delta V_{Ai} - \Delta V_{Bi}|/a = n$, где a – расстояние между точками А и В.

При сгибании и разгибании силами $F_{3\text{сгиб}}$ $F_{3\text{разг}}$ контрольной признается величина нагрузок приведших к смещению имитатора кости на угол поворота имитатора кости $\varphi_{\text{сгиб}} = \varphi_{\text{разг}} = 1$ градус.

Для $M1\varepsilon$ установлено, что смещение величиной в 1° в сагиттальной плоскости при сгибании и разгибании наступает от нагрузки

$3 \pm 0,5$ Н. Таким образом, коэффициент жесткости эталонного модуля первого порядка при сгибании и разгибании составляет:

$$KM1\varepsilon/\text{сгиб} = KM1\varepsilon/\text{разг} = 3 \cdot 100 = 3 \cdot 10^2 \text{ Нмм/град}$$

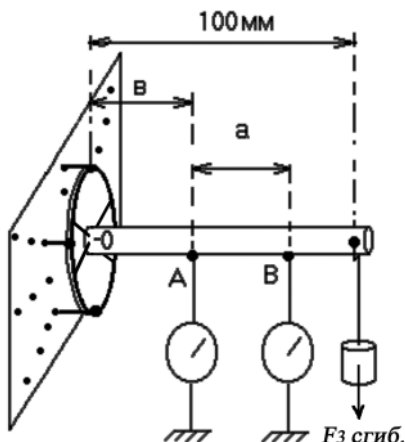


Рис. 14. Схема исследования поперечной жесткости. $M1\varepsilon$ в сагиттальной плоскости при сгибании.

Исследование поперечной жесткости во фронтальной плоскости $M1\varepsilon$ при моделировании «отведения» и «приведения» (рис. 15)

Для приложения нагрузки во фронтальной плоскости (для $M1\varepsilon$ в растворе угла 60°) модель либо разворачивают в фиксирующей панели на 90° , либо применяют блок, как это показано на схеме (рис. 15). Алгоритм проведения эксперимента аналогичен изложенному для нагрузки модуля в сагиттальной плоскости (рис. 14) с той разницей, что моделируют «отведение» и «приведение».

Расположение датчиков в плоскости приложения сил, величины сил $F_{2\text{отв}}$ $F_{2\text{прив}}$, а также расчеты аналогичны представленным для исследований жесткости в сагиттальной плоскости.

Для $M1\varepsilon$ установлено, что смещение величиной в 1° во фронтальной плоскости при отведении и приведении наступает от нагрузок $F_{2\text{отв}} = F_{2\text{прив}} = 7 \pm 0,5$ Н.

Таким образом, коэффициент жесткости эталонного модуля первого порядка во фронтальной плоскости составляет:

$$KM1\varepsilon/\text{отв} = KM1\varepsilon/\text{прив} = 7 \cdot 100 = 7 \cdot 10^2 \text{ Нмм/град}$$

Исследования модуля в любой другой «промежуточной» поперечной плоскости проводится (если это необходимо) с той разницей, что модель крепят к фиксирующей панели стенда в положении, обеспечивающем нагружение в этой «промежуточной» плоскости.

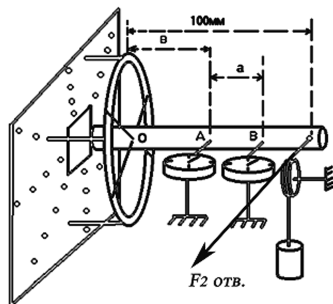


Рис.15. Схема исследования поперечной жесткости. М1 во фронтальной плоскости.

II. Исследование жесткости модулей третьего (М3) порядка

Исследование продольной жесткости М3 (рис. 16).

При исследовании продольной жесткости свободную часть проксимального фрагмента (1) фиксируют в зажимной муфте (2) фиксирующей панели стенда (3). К нагружаемому концу дистального фрагмента крепят металлическую планку (4). Балки с блоками (5) при моделировании компрессии и дистракции располагают с разных сторон относительно планки (4). К торцу нагружаемого фрагмента подводят индикатор линейных перемещений. Посредством тарированных по 5 Н грузов прикладывают исследуемую нагрузку (например, дистракция) с постепенным ее увеличением: 5 Н – 10 Н – 15 Н – 20 Н и т.д. Фиксируют значения датчика, показывающего величину смещения имитатора кости в зависимости от каждого приращения груза. Эксперимент прекращают, когда индикатор покажет величину смещения имитатора кости на 1 мм. Переустановив блоки, исследуют жесткость модуля от нагрузки «компрессия».

Контрольной признается величина нагрузки приводящей к смещению имитатора кости на 1 мм. При исследовании М3э установлено, что смещение величиной 1 мм наступает при величине нагрузки 55 ± 5 Н. Таким образом, коэффициент жесткости модуля третьего порядка составляет:

$$KM3э/дистр = KM3э/компр = 55 \text{ Н/мм.}$$

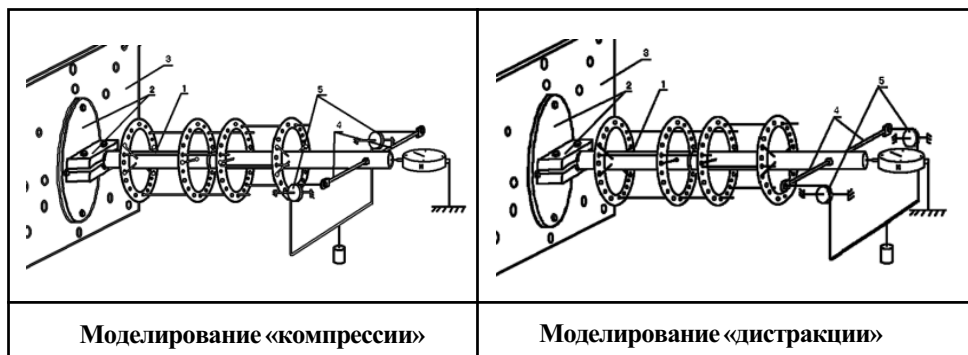


Рис. 16. Схема исследования продольной жесткости М3.

Исследование ротационной жесткости МЗ (рис. 17)

При исследовании ротационной жесткости (рис. 17) свободную часть проксимального фрагмента (1) фиксируют в зажимной муфте (2) фиксирующей панели стенда (3). На свободном конце нагружаемого фрагмента имитатора кости монтируют металлическую планку (4) на расстоянии 50 мм от плоскости дистальной опоры. В равноудаленные от центра имитатора кости точки А и В подводят два датчика. Рекомендуемое расстояние между датчиками $L=100$ мм. Нагрузку прилагают в точках А1 и В1 металлической планки. Точки А1 и В1 должны быть также равноудалены от центра имитатора кости. Рекомендуемое расстояние между точками А1 и В1, $h=200$ мм. При моделировании внутренней ротационной нагрузки (на схеме) трос, фиксируемый к планке в точке А1, перекидывают через блок, который жестко прикреплен к станине стенда таким образом, что ролик находится на 30 мм выше металлической планки. Второй трос прикреплен к металлической планке в точке В1. При моделировании наружной ротационной нагрузки трос, фиксируемый к планке в точке В1, перекидывают через блок, который жестко прикреплен к станине стенда таким образом, что ролик находится на 30 мм выше металлической планки. Второй трос прикреплен к металлической планке в точке А1.

Посредством тарированных по 2 Н грузов, одновременно с обеих сторон, прикладывают нагрузку с постепенным ее увеличением: 2 Н – 4 Н – 6 Н – 8 Н и т.д. Полученные по датчикам цифры перемещения (перемещение обозначено, как «V») в точках А и В от каждого приращения груза (VA_i и VB_i , где i – порядковый номер прикладываемой нагрузки), используют для дальнейшей обработки.

По формуле $tg\varphi = (|VA_i| + |VB_i|) / L = n$ производят расчет угла поворота имитатора кости,

где:

L – расстояние между точками А и В,

Контрольной признается величина, при которой наступило смещение имитатора кости в зависимости от направления ротационной нагрузки, кнаружи или вовнутрь на $\varphi=1^\circ$.

В случае исследования МЗэ установлено, что смещение величиной 1° наступает при величине нагрузки 14 ± 1 Н. Таким образом, коэффициенты жесткости эталонного модуля третьего порядка при ротации кнутри и кнаружи составляют:

$$KM_{3э/кнт} = KM_{3э/кнр} = 4 \cdot 200 = 2,8 \cdot 10^3 \text{ Нмм/град.}$$

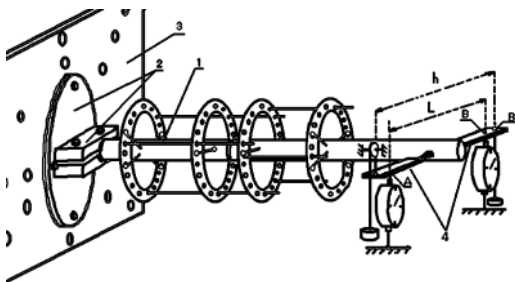


Рис. 17. Схема исследования ротационной жесткости МЗ.

Исследование поперечной жесткости МЗ

Исследование поперечной жесткости МЗ в сагиттальной плоскости при моделировании «сгибания» и «разгибания» (рис. 18)

Исследование поперечной жесткости в сагиттальной плоскости (рис. 18) при сгибании и разгибании выполняют в растворе угла 120° базовых опор МЗэ. Для приложения нагрузки в сагиттальной плоскости при сгибании дистальному концу дистального фрагмента имитатора кости подводят два датчика линейных перемещений на расстоянии $a=40$ мм друг от друга. Расстояние от условной точки О (точка О находится на уровне VIII) до первого индикатора $b=40$ мм.

Посредством тарированных по 1 Н грузов прикладывают нагрузку с постепенным ее увеличением: 1 Н – 2 Н – 3 Н – 4 Н и т.д. Нагрузка прикладывается на расстоянии 100 мм от условной точки О, располагающейся в плоскости VIII уровня. Записывают значения датчиков, показывающих величины смещения имитатора кости (V) в точках А и В в зависимости от каждого приращения груза: V_{Ai} и V_{Bi} (i – порядковый номер прикладываемой нагрузки). Для приложения нагрузки при разгибании исследуемую конструкцию закрепляют, повернув на 180° .

При выполнении эксперимента угол поворота имитатора кости в зависимости от каждого приращения груза определяют из формулы:

$$\operatorname{tg}\varphi_i = (|V_{Ai}| + |V_{Bi}|) / a = n,$$

где L – расстояние между точками А и В.

Контрольной признается величина, при которой наступило смещение имитатора кости на 1° . Для МЗэ установлено, что смещение величиной в 1° в сагиттальной плоскости при сгибании и разгибании наступает от нагрузки $11 \pm 0,1$ Н.

Таким образом, коэффициенты жесткости эталонного модуля третьего порядка в сагиттальной плоскости при сгибании и разгибании составляют:

$$KM_{3э/сгиб} = KM_{3э/разг} = 11 \cdot 275 = 3,02 \cdot 10^3 \text{ Нмм/град.}$$

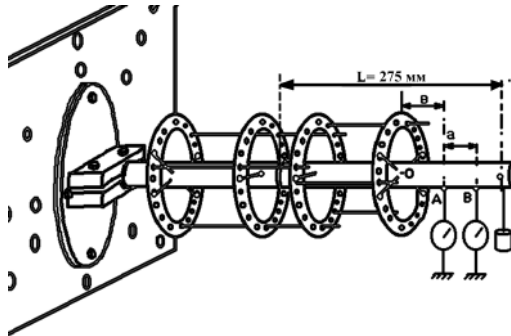


Рис. 18. Схема исследования поперечной жесткости МЗ.

Исследование поперечной жесткости МЗ во фронтальной плоскости при моделировании «отведения» и «приведения» (рис. 19)

При исследовании поперечной жесткости во фронтальной плоскости модель разворачивают на 90° или используют схему эксперимента представленную на рисунке 19. Приложение нагрузки для МЗэ осуществляется в растворе угла 120° базовых опор. Алгоритм проведения эксперимента аналогичен описанному для нагрузки модуля в сагиттальной плоскости.

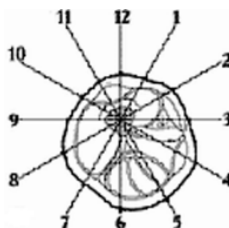
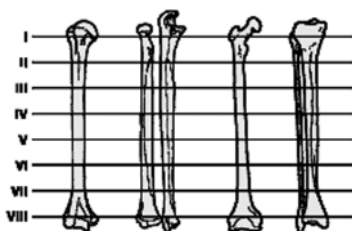
Экспериментально полученные значения исследования всех эталонных модулей

ванных компоновок аппаратов внешней фиксации была подтверждена в четырех кандидатских диссертациях (Соломин Л.Н., 1993; Тишков Н.В., 1995; Барабаш Ю.А., 1997; Пусева М.Э., 2000) и двух докторских (Соломин Л.Н., 1996; Барабаш Ю.А., 2001).

Метод унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза

уровни

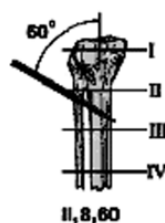
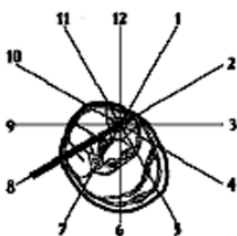
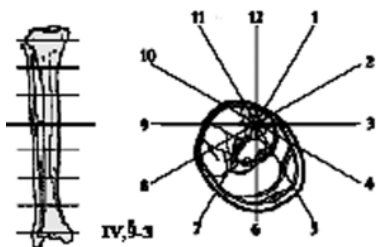
позиции



3 - изнутри
12 - спереди

обозначение спиц

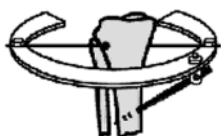
обозначение стержней



угол открыт проксимально

обозначение опоры

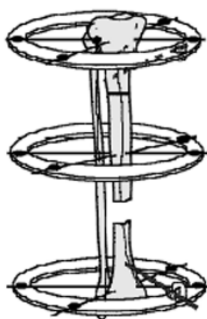
состояние между опорами



1,9-3; II,1,60 (а)

¹ 1,9-3; ² II,1,60 (б)
3/4 150

- - нейтральное
- ← - компрессия
- ←→ - дистракция
- - посредством шарниров
- ←○→ - шарнир с дистракцией



Пример стандартного (а)
и уточненного (б) обозначения билокального остеосинтеза

1,9-3; 1,4-10; II,1,60 ↔ IV,4-10; IV,2-8 ↔ VII,1,120; VIII,3-9; VIII,4-10 (а)

¹ 1,9-3; ² 1,4-10; ³ II,1,60 ↔ ⁷ IV,4-10; ⁸ IV,2-8 ↔ ⁶ VII,1,120; ⁴ VIII,3-9; ⁵ VIII,4-10 (б)
140 140 140

Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза
при планировании операций

Лицензия № 021295 от 18 июня 1998 г.

В «набор» 23.12.2005. Подписано к печати 17.01.2006.

Формат бумаги 60 x 80/16.

Объем 1.5 п. л. Тираж 100 экз.

г. Санкт-Петербург, ФГУ РНИИТО им. Р.Р. Вредена Росздрава
195427, Санкт-Петербург, ул. акад. Байкова, д. 8.