

люди были дезориентированы в окружающей обстановке. Наряду с этим весьма часто обнаруживались глазодвигательные расстройства: мидриаз у 60 спортсменов, горизонтальный нистагм — у 42, ослабление конвергенции — у 13, «прыгающие зрачки» — у 8. Среди других клинических проявлений с особым постоянством выявлялись статодинамические нарушения: у 78 травмированных грубая атаксия, у 17 — гиперметрия, у 21 спортсмена отмечено снижение динамического тонуса в сочетании с проприоцептивной гиперрефлексией.

Как правило, описанные клинические проявления протекали на фоне вегетативных нарушений: у 67 спортсменов определялась тахикардия, сменявшаяся через несколько минут брадикардией, у 51 наблюдался общий гипергидроз, у 83 — бледность кожных покровов и у 23 — усиленный дермографизм.

В клинической картине острого периода травмы доминировали вегетативные расстройства: гипергидроз у 76 спортсменов, красный стойкий дермографизм у 42, лабильность пульса у 12. Статодинамические сдвиги у 46 человек сочетались с пирамидной симптоматикой (анизорефлексией — у 12, ослаблением брюшных рефлексов — у 8 и асимметрией носо-губных складок — у 4). Сохранились глазодвигательные нарушения: горизонтальный нистагм у 9 травмированных, ослабление конвергенции у 3. У 42 человек зафиксированы астено-невротические проявления (быстрая истощаемость при физической и умственной нагрузке у 31, эмоциональная лабильность у 11).

В позднем периоде у 29 травмированных сохранялись различного рода невротизированные состояния: 12 из них отмечали быструю истощаемость при умственной нагрузке, 4 жаловались на снижение памяти; эмоциональная лабильность выявлялась у 9 спортсменов и различные тикообразные движения плечами, головой, «шмыгание» носом были констатированы у 4. Очаговая пирамидная симптоматика обнаружена у 27 спортсменов, у 18 из них она сочеталась со статодинамическими нарушениями. У 32 спортсменов сохранялась вегетативная неустойчивость: цианоз кистей и стоп, гипергидроз ладоней, лабильность пульса, разнородный дермографизм. Глазодвигательные нарушения (ослабление конвергенции, анизокория) в этот период были зафиксированы только у 4 травмированных.

К концу 10-месячного срока у 26 спортсменов сохранялись невротические расстройства в сочетании с вегетативными нарушениями. У 23 спортсменов определялась очаговая пирамидная симптоматика (асимметрия носо-губных складок, анизорефлексия, снижение или отсутствие брюшных рефлексов), у 8 были зарегистрированы статодинамические нарушения и у 3 глазодвигательные (ослабление конвергенции, нистагм). У 1 спортсмена выявлен экстрапирамидный синдром (гипомимия, легкая ригидность мышц, тремор рук, сальность кожных покровов).

Приведенные данные подтверждают, что однократная травма головы (нокаут) закономерно сопровождается появлением микроорганических знаков, статодинамических нарушений, вегетативно-сосудистой неустойчивости, развитием астеноневротических состояний, длящихся довольно долго (до года). В отдельных случаях развиваются более стойкие невротические синдромы, описание которых выходит за пределы настоящей работы.

ЛИТЕРАТУРА

Готовцев П. И. Журн. невропат. и психиатр., 1964, 9.

Поступила 31 августа 1977 г.

УДК 616.71—001.59—089.8

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ И ПРОГНОЗИРОВАНИЕ СВОЙСТВ ТКАНЕЙ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПСЕВДОАРТРОЗОВ

Канд. мед. наук В. М. Аршин, В. М. Еськов.

Кафедра травматологии и ортопедии (зав.— заслуж. деят. науки РСФСР проф. А. Ф. Краснов) и кафедра физики (зав.— доц. Д. Ф. Павлов) Куйбышевского медицинского института им. Д. И. Ульянова

Реферат. Приводятся результаты исследования физиологических и механических свойств тканей, участвующих в аутокомпрессии (взаимодавление отломков за счет напряжения мягких тканей и мышечной тракции) при остеосинтезе псевдоартрозов. Установлено, что вклад мышечного тонуса в получаемые напряжения не превышает 5%. Предложена математическая модель физико-механических свойств тканей, которая позволяет количественно описывать процесс растяжения и прогнозировать выбор оптимальных величин напряжений ($P = P_0 \exp(C\Delta l)$), что имеет практическое значение в клинике.

Ранее нами был описан метод лечения ложных суставов с применением аппарата собственной конструкции (1). Метод основан на использовании упругости мягких тканей, преимущественно капсулы псевдоартроза и контрактуры поврежденной конечности, для взаимодавления отломков, т. е. на применении компрессии фрагментов собственными тканями — аутокомпрессии. В данной статье изложены результаты изучения физико-механических свойств отдельных тканей в условиях эксперимента (20 собак) и клинических наблюдений (15 больных с ложными суставами длинных трубчатых костей). Наряду с чисто механическими параметрами мы учитывали и физиологические свойства тканей, из которых наиболее переменными являются контрактура тканей и мышечный тонус, возникающие за счет эфферентной импульсации.

В эксперименте и клинике выполнены исследования с применением миорелаксанта недеполяризующего действия — ремиолана (из расчета 1 мг на 1 кг массы тела), снимающего в процессе растяжения мышечный тонус. Для восстановления мышечного сокращения использовали антидот ремиолана — 0,1% раствор прозерина в количестве 1—1,5 мл.

Результаты исследования приведены в таблице.

Влияние ремиолана на напряжение в тканях при аутокомпрессии в эксперименте

Напряжение в тканях	№ опытов						
	1-й	2-й	3-й	4-й	5-й	6-й	7-й
P_1 при $P = 20$ кг	19	19,5	19	19	19,5	19	19
P_1 при $P = 60$ кг	58	57,5	56,5	57	58	58	57,5
P_1 при $P = 80$ кг	77	77	76	76	76,5	77	77

Примечание. P — напряжение, создаваемое в тканях до воздействия миорелаксанта; P_1 — напряжение после воздействия ремиолана ($P < 0,001$).

Рассчитанное из этих данных среднее значение относительной доли силы мышечного тонуса ($\frac{P-P_1}{P}$) равно $0,4 \pm 0,01$ ($P < 0,001$), т. е. эта величина на два порядка меньше компрессии за счет упругости тканей, обусловленной их чисто механическими свойствами. Кроме этого, мы изучили действие наркотика (тиопентала натрия), который вызывает снижение тонуса мышечной ткани. Оказалось, что после прекращения действия наркотика сила напряжения тканей увеличивалась на 3—4%.

Из изложенного следует, что усиление эластической аутокомпрессии в основном обусловлено механическими свойствами тканей, поэтому мы сочли необходимым более детально их исследовать. Прежде всего надо отметить нелинейный характер зависимости приращения абсолютного удлинения тканей (dl) от приращения усилия (dP), создаваемого нами. Иными словами, наблюдается существенное отклонение от закона упругой деформации Гука, для которого

$$dl = adP. \quad (1)$$

Здесь a — константа, равная l_0/ES , где l_0 — начальная длина объекта, S — площадь его поперечного сечения (в наших случаях мы считаем ее приближенно постоянной), E — модуль Юнга — константа, зависящая от свойств объекта. По нашим данным, dl существенно зависит от приложенного усилия P , поэтому для моделирования рассматриваемых процессов растяжения псевдоартрозов мы перешли к уравнению

$$dl = aP^k dP, \quad (2)$$

в котором k может принимать различные значения.

Данное уравнение имеет два возможных решения (для $k > 1$ и для $k < 1$), которые можно записать в факторизованном виде:

$$\Delta l = aP^b, \quad (3)$$

где $a = a \cdot b$, $k = b - 1$;

$$P = P_0 \exp(C\Delta l), \quad (4)$$

где $C = 1/a$.

В уравнении (3) предполагаем, что P в начале растяжения равно 0, чего, однако, нельзя сделать в (4), так как здесь постоянная $P_0 > 0$ в любом случае, и ее можно интерпретировать как существование некоторого собственного напряжения в тканях, имеющегося до создаваемого нами усилия.

Нами была составлена программа для подбора на ЭВМ «Мир-1» коэффициентов a и b , соответствующих реальным условиям лечения псевдоартрозов методом аутокомпрессии. Полученные результаты показывают хорошее совпадение фактических и теоретических зависимостей Δl от P со средними значениями $a = 1,7$ и $b = 0,51$ и коэффициентом корреляции не ниже 0,95. Однако в области больших P мы всегда получали некоторое завышение значений Δl в сравнении с фактическими результатами. В связи с этим мы составили программу на ЭВМ по подбору коэффициентов P_0 и C в уравнении (4) и получили весьма точное совпадение теоретических и фактических данных при средних значениях $P_0 = 1,7$ и $C = 0,25$ с коэффициентом корреляции не ниже 0,98.

Итак, если приращение абсолютного удлинения dl прямо пропорционально приращению силы dP и обратно пропорционально имеющейся силе напряжения в тканях P , то получаемая математическая модель более точно описывает процесс растяжения тканей, чем обычная политропическая зависимость вида (3), при этом модель указывает на существование некоторой собственной силы напряжения в тканях.

Применение метода аутокомпрессии требует определения максимального допустимого напряжения P^* в капсуле, при превышении которого возможен весьма нежелательный разрыв ее с последующим уменьшением компрессии, что регистрируется показанием динамометра или визуально. Из наших клинических наблюдений следует, что объективным показателем предельно допустимых напряжений служит не величина абсолютного значения P , которая колеблется в зависимости от давности псевдоартроза, возраста, пола пациента и других причин в весьма широких пределах, а значение производной dl/dP . Как известно, геометрический смысл этой величины — тангенс угла наклона ($\operatorname{tg} \beta$) касательной к графику функции, проведенной в некоторой точке графика с координатами Δl и P . После статистического анализа случаев, закончившихся разрывом капсулы псевдоартроза, нами было установлено предельно допустимое значение $\operatorname{tg} \beta^*$, при переходе через которое наступает разрыв капсулы. Затем нами была составлена программа для ЭВМ по математическому моделированию процесса растяжения тканей и одновременному расчету $\operatorname{tg} \beta^*$. По нескольким начальным значениям Δl и P , получаемым в клинике или эксперименте, ЭВМ строила теоретическую кривую зависимости $\Delta l = F(P)$ и вычисляла значения P^* , при котором $dl/dP \leq \operatorname{tg} \beta^*$. Полученное P^* соответствует оптимальной силе напряжения тканей.

Таким образом мы составляли прогноз относительно оптимальных значений P^* , превышение которых может привести к нежелательному разрыву капсулы. Результаты расчетов свидетельствуют о достаточно точном прогнозировании. Расчеты производились по ретроспективным данным, при этом разброс теоретических значений P от фактически наблюдаемых, при которых наступал разрыв капсулы псевдоартроза, не превышал 6 кг.

В качестве примера приведем один из графиков функциональной зависимости $\Delta l = F(P)$ для больного К. (история болезни № 156

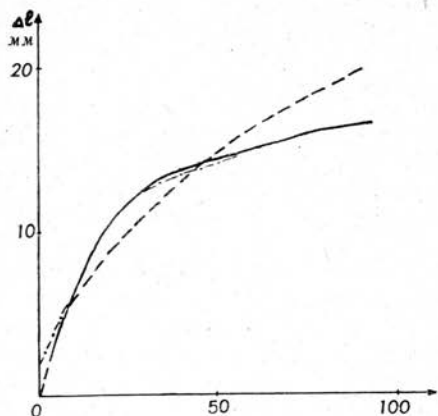


График зависимости абсолютного удлинения Δl тканей, участвующих в аутокомпрессии, от приложенного усилия P . Сплошная линия — фактическая кривая. Пунктирная кривая составлена по модели (3) при $a = 1,58$ и $b = 0,56$. Штрихпунктирная кривая составлена по модели (4) при $P_0 = 1,7$ и $C = 0,248$.

она стабилизировалась, являясь средней величиной между снижающимся эластическим напряжением капсулы псевдоартроза, с одной стороны, и нарастанием силы мышечного сокращения, с другой. Последнее особенно было заметно с момента, когда собака начинала пользоваться при ходьбе поврежденной конечностью. Во время нагрузки на конечность сила взаимодействия увеличивалась на 3—5 кг. Через 2,5—3 месяца с момента операции оставалась половина силы первично заданной компрессии.

Полученные нами данные используются в клинике. Во время остеосинтеза, учитывая динамику аутокомпрессии в послеоперационном периоде, задается такая сила взаимодействия, которая обеспечивала бы оптимальные условия регенераторному процессу. Методом эластического аутокомпрессионного остеосинтеза оперировано 285 больных с ложными суставами длинных трубчатых костей, включая и больных, которым применяли математическое моделирование и прогнозирование. Изучение отдаленных результатов лечения в сроки от 1 года до 10 лет у 262 больных показало, что у 159 из них (60,7%) получен хороший исход, у 94 (35,9%) — удовлетворительный и у 9 (3,4%) — плохой.

ВЫВОДЫ

1. Определяющую роль в аутокомпрессии при остеосинтезе играют механические свойства тканей, а вклад мышечного тонуса за счет эфферентной импульсации не превышает 5%.

2. Использование математической модели растяжения тканей помогает количественно описать этот процесс и позволяет прогнозировать выбор оптимальных величин напряжений, что имеет практическое значение в клинике.

ЛИТЕРАТУРА

Аршин В. М. Казанский мед. ж., 1968, 2.

Поступила 2 ноября 1977 г.