

ГРАФОАНАЛИТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ОСНОВНЫХ ВАРИАНТОВ ЦЕРВИКОСПОНДИЛОДЕЗА

Барыш А.Е., Михайлов С.Р.

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им.проф. М.И.Ситенко АМНУ»

В настоящее время основой многих исследований практически во всех областях науки и техники являются различные виды моделирования [4, 5, 19], под которым понимают замещение одного объекта другим с целью получения информации о важнейших свойствах объекта-оригинала с помощью объекта-модели [1]. В ортопедии и травматологии преимущественное значение имеет математическое моделирование, которое даёт возможность заменить сложные экспериментальные исследования относительно простой для практического использования моделью [17, 20, 22]. Одним из его вариантов является графоаналитическое моделирование, которое применяют при постановке некоторых задач, что позволяет достаточно быстро отыскать их наглядные решения. Однако в доступной специальной научной литературе информации о применении данного метода для исследования биомеханических особенностей шейного отдела позвоночника (ШОП) после стабилизирующих операций найдено не было.

Цель работы

Исследование с помощью графоаналитического моделирования распределения действующих сил на позвоночные двигательные сегменты шейного отдела позвоночника в вертикальном статическом положении после выполнения основных вариантов цервикоспондилодеза.

Материал и методы

1. Теоретические предпосылки и практическая значимость данного графоаналитического исследования

Многие научные исследования, касающиеся различных вариантов патологии ШОП и их хирургического лечения, базируются на концепциях «колонн». Эти концепции, отражающие структурные особенности позвоночника, были разработа-

ны в разное время такими авторами, как Н.И.Хвисюк, Н.А.Корж, Louis, Bailey, Holdsworth, Kelly & Whitesides, Denis [6, 10, 12]. В соответствии с исследованиями Н.А.Коржа (1985), в системе «позвоночник» целесообразно рассматривать основную и вспомогательную несущие подсистемы. Основная несущая подсистема включает тела позвонков (ТП) и межпозвонковые диски (МПД), соединённые передней продольной связкой (ППС) и задней продольной связкой (ЗПС), а также жёлтой связкой (ЖС), которая принимает участие в создании преднапряжения в МПД. К вспомогательной несущей подсистеме относятся дуга (Д), суставные отростки (СО), остистые отростки (ОО), межкостистая связка (МС) и надкостистая связка (НС). Смежные позвонки и мягкотканые структуры, которые находятся между ними, объединены понятием «позвоночный двигательный сегмент» (ПДС), в котором различают передний опорный комплекс (ПОК) и задний опорный комплекс (ЗОК). В соответствии с теорией R.Louis (1987), на протяжении от С2 до S1 позвоночник имеет трёхколонную структуру и схематически может быть представлен, в поперечном сечении, в виде своеобразного равнобедренного треугольника с вершиной, расположенной в проекции ПОК ПДС. Более массивная вентральная колонна (передний опорный комплекс) образована ТП и МПД, а две дорзальные колонны (задний опорный комплекс) образованы СО и дугоотростчатые суставы (ДОС) [15, 21], которые играют значительно более важную роль для ШОП, чем для поясничного отдела позвоночника. Экспериментальные исследования различных авторов подтверждают это и позволяют сделать вывод о том, что особенности архитектуры элементов шейных ПДС определяют специфику биомеханически рациональной системы распределения вертикальной на-

грузки на ШОП в соотношении 36% на ПОК и 64% на ЗОК [2].

Необходимо учитывать то, что статическая нагрузка на позвоночник вызывается, прежде всего, гравитационной силой, величина которой зависит от массы той части тела человека, которая находится над исследуемым ПДС. Для конкретных ПДС ШОП её определяет вес головы и вышележащих отделов шеи, создающий аксиальную нагрузку на этот отдел позвоночника. Эта осевая нагрузка всегда действует в вертикальном направлении и не зависит от формы сагиттального контура ШОП [18]. И хотя аксиальная нагрузка не даёт представления о распределении реальных внутренних напряжений в ПДС, тем не менее, она может быть полезной для сравнительной оценки некоторых вариантов моделирования состояния позвоночника или различных видов его фиксации [11].

Любое хирургическое вмешательство на уровне ШОП в определённой степени дестабилизирует его ПДС за счёт ятрогенного повреждения мышц, костных или связочных структур. Следовательно, для хирургического лечения нестабильности ШОП, в том числе и ятрогенной, должны быть правильно определены показания к выполнению переднего или заднего цервикоспондилодеза (ЦС), а в ряде случаев – комбинированного переднезаднего ЦС.

Многие специалисты справедливо считают передний межтеловой цервикоспондилодез (ПМЦС) наиболее радикальным, патогенетически обоснованным и эффективным вариантом фиксации шейных позвонков. Известные на сегодняшний день способы ПМЦС предусматривают использование костных трансплантатов и имплантатов из различных материалов для восстановления, в первую очередь, межтеловой опоры. Однако их применение не всегда обеспечивает достижение положительных результатов лечения. Это может быть обусловлено, в ряде случаев, низкими регенераторными или прочностными свойствами некоторых межтеловых опор, нарушением контакта имплантата и воспринимающего ложа в результате резорбции костной ткани тела позвонка. В ряде случаев, после выполнения ПМЦС, даже

при условии дополнительной межтеловой фиксации шейных позвонков металлическими пластинами, но без восстановления целостности ЗОК, может иметь место чрезмерное нагружение ПОК и фиксирующего устройства. Вследствие этого может развиться ряд таких осложнений в послеоперационном периоде, как поломка винтов или пластин, выкручивание винтов, смещение пластин и др. [13]. Осложнений подобного рода можно и необходимо избегать, так как основной целью фиксации позвонков является достижение стабильности в ближайшем послеоперационном периоде и сращения позвонков между собой в последующем [7]. Но достичь этого можно далеко не всегда, потому что даже наиболее жёсткий фиксатор не обеспечивает абсолютной неподвижности шейных позвонков в силу особенностей их архитектоники. Как кость, так и синтетические имплантаты могут перестраиваться или деформироваться, в зависимости, в том числе, и от приложенных к ним нагрузок. Результатом этого может стать формирование зон резорбции в области контакта межтеловой опоры или фиксирующих устройств с костной тканью тел позвонков. В ряде случаев это может привести к потере конструкциями их фиксирующих свойств, а вследствие этого, потере стабильности фиксации. Если же выбранный способ ЦС адекватен характеру и степени разрушений элементов ПДС любого генеза, выполнен технически правильно и с учётом профилактики избыточного нагружения системы «кость-фиксатор» в послеоперационном периоде, то за время полезного действия фиксирующих устройств процесс репаративной регенерации обеспечивает полноценное сращение на необходимом уровне.

Важно также подчеркнуть, что подавляющее большинство фиксирующих конструкций при выполнении ПМЦС устанавливаются в горизонтальном положении больного, в котором он находится во время оперативного вмешательства. Поэтому после перевода пациента в вертикальное положение нейтральный режим фиксации ТП такой конструкцией трансформируется в дистракционный, так как начинает противодействовать внешним и внутренним силам на уровне фиксирован-

ного ПДС, а в основном, вертикальному осевому нагружению ШОП. Следует учесть и то, что после активизации больного и его перевода в вертикальное положение имплантат или фиксирующая конструкция попадают под действие пульсирующих знакопеременных нагрузок на ШОП. Но ранняя активизация больных после операции является неотъемлемой составной частью лечебного процесса. Это ещё раз заставляет подчеркнуть необходимость обеспечения биомеханически обоснованной стабильной фиксации шейных позвонков именно в раннем послеоперационном периоде для предотвращения ряда осложнений, связанных с недостаточно надёжной фиксацией и потерей интраоперационно достигнутой нормализации шейного сагиттального контура.

Поэтому с учётом того, что наиболее естественным для человека в процессе его жизнедеятельности является вертикальное положение, а любое хирургическое вмешательство в области ШОП по поводу его повреждений или заболеваний предусматривает, в свете современных концепций хирургии позвоночника, максимально раннюю активизацию пациентов, нами было избрано графоаналитическое моделирование физиологической статической вертикальной нагрузки на наиболее близкие по своим анатомическим и функциональным особенностям шейные ПДС С3/С7 [14, 17].

II. Построение графической модели шейного отдела позвоночника и обоснование её применения в данном исследовании

Учитывая вышеизложенное, нами были

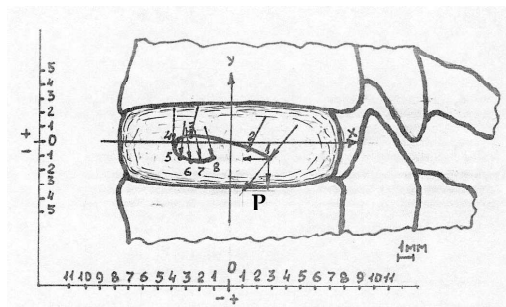


Рисунок 1

Траектория перемещений мгновенного центра вращения в МПД шейного ПДС при сгибании-разгибании (по Н.А.Коржу, 1985) и направление действия результирующей силы Р

использованы некоторые встречающиеся в изученной литературе исходные данные и упрощения, основными из которых являются следующие:

- внешняя гравитационная сила, действующая вдоль вертикальной оси ШОП, определяется массой всех анатомических образований, расположенных краниальнее исследуемого ПДС;

- α принята за 0° , α принята за 0° , α принята за 0° ;

- позвонок С7 принят за жёстко фиксированный на горизонтальной плоскости;

- исходя из анатомо-функциональных особенностей ШОП, основные варианты ЦС моделировали на уровне С4/С6;

- результирующая сила на уровне исследуемых шейных ПДС, представлена суммой прилагаемых внешней и внутренних сил и спроецирована на пульпозное ядро (ПЯ) МПД;

- абсолютной неподвижности ШОП в вертикальном положении не бывает.

На рис. 1 представлена траектория перемещений мгновенного центра вращения (МЦО) в шейных ПДС при сгибании-разгибании и направление действия результирующей силы Р в отдельной точке в диапазоне от -12° до $+12^\circ$ («нейтральная зона» по White & Panjabi), при этом условному вертикальному положению отвечают точки 3, 4, 5 при $\alpha = +3^\circ$ [6, 21]. На этой основе разработана основная гра-

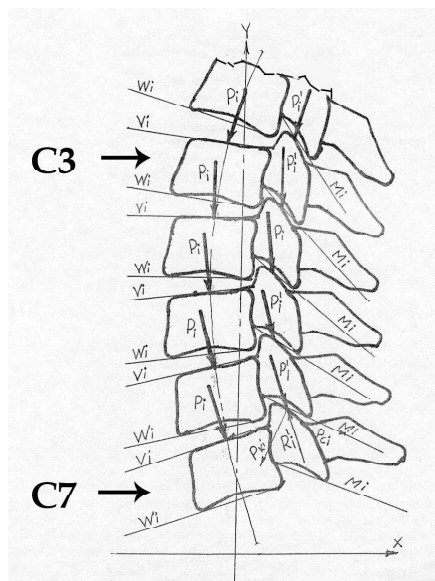


Рисунок 2

Схема действия внутренних сил и их направление в шейных ПДС

фическая модель ШОП, которая представлена на рис. 2 и на которой определены направления равнодействующей силы P_i для каждого ПДС.

При функционировании неповрежденных ПДС распределение вертикальной нагрузки реализуется за счёт целостности и взаимодействия элементов основной и вспомогательной несущей подсистемы системы позвоночника – ПОК и ЗОК. Равнодействующая сила P пропорционально распределяется между ними, причём основными элементами ПДС, которые принимают участие в этом распределении, приняты ТП и МД с одной стороны, и ДС – с другой. Были приняты также дополнительные исходные данные. В соответствии с результатами исследований различных авторов, кривизна шейного лордоза составляет, в среднем, от $14,4^\circ$ до 34° [14], нами же была избрана величина 20° . Положение ШОП считаем вертикальным при равенстве всех углов сегментарного лордоза в каждом ПДС, которые измеряют по линиям V_i и W_i данного ПДС. Диапазон угловых перемещений при сгибании-разгибании ШОП находится в интервале от -12° до $+12^\circ$. Величина прило-

женной нагрузки равнялась 100 Н, что соответствует весу головы среднестатистического человека с учётом действия мышц-разгибателей головы и шеи [2].

В качестве базовой принята «трёхколонная теория» R. Louis (1987) [15], согласно которой, все ПДС ШОП, за исключением двухсуставного атлanto-окципитального сочленения, являются трёхсуставными. Такая трёхколонная структура позвоночника наиболее просто и эффективно обеспечивает стабильность шейных ПДС в норме. При этом дорзальные сочленения расположены в иной плоскости, чем плоскость поперечного сечения МПД. Поэтому в вертикальном положении ШОП силы гравитации и весовой нагрузки в сочетании с противодействием мышечных усилий создают компримирующий эффект на МПД и срезающий эффект на ДС. Распределение вертикальной нагрузки на ПОК и ЗОК ШОП в соответствующих пропорциях [2] создаёт своеобразную систему рычагов относительно постоянного центра вращения каждого позвонка. Таким образом, равновесное состояние каждого ПДС обеспечивается тремя действующими силами: силой тяжести P_i , силой мышечного усилия M_i и силой реакции R_i .

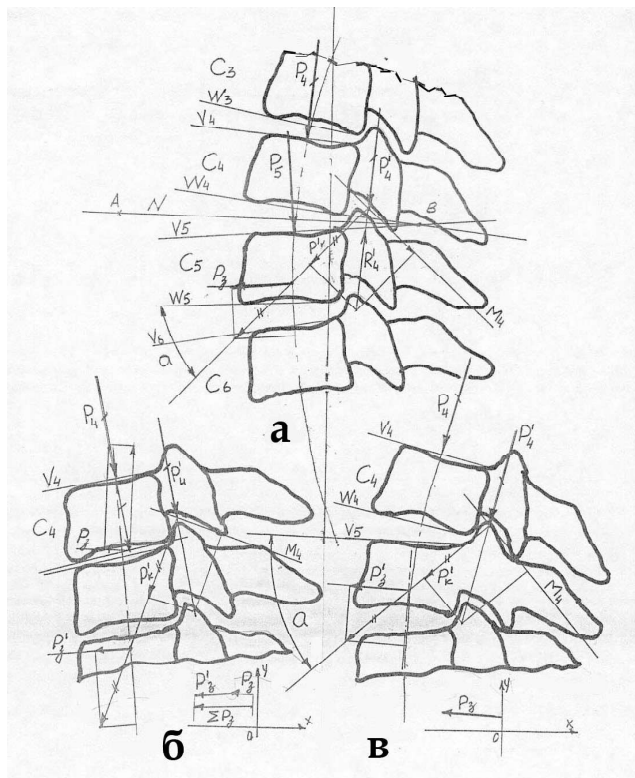


Рисунок 3

Графическое изображение действия сил на уровне ПДС С4-С5 в статике и в динамике

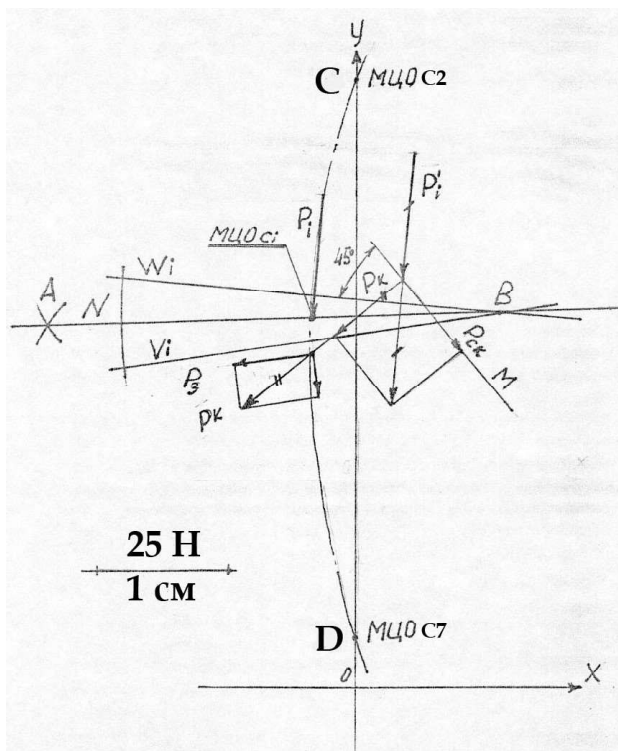


Рисунок 4

Схема построения и определения сдвигающей силы P_s в одном ПДС

ноплоскостном изображении ШОП (рис. 2, 3) это позволяет рассматривать составляющие этих сил, как сумму их действия в двух симметрично расположенных ДС.

Условные обозначения ориентиров ПДС оставались неизменными во всех ситуациях и были обозначены следующим образом (рис. 3, 4):

– V_i – линия, соединяющая кранио-вентральный и краниодорзальный углы ТП (индекс “i” отвечает позвонкам различных ПДС);

– W_i – линия, соединяющая каудовентральный и каудодорзальный углы ТП;

– N – проекция плоскости, соответствующая биссектрисе АВ угла сегментарного лордоза, образованного линиями V_i и W_i соответствующего ПДС;

– равнодействующая всех приложенных к ШОП сил P направлена всегда перпендикулярно к плоскости горизонтального сечения ТП С3 независимо от его пространственного положения, а соответствующая равнодействующая сила P_i имеет аналогичное расположение в каудальных ПДС;

– условный центр ПЯ соответствующего МПД образован в точке пересечения осевой линии ШОП соответствующей биссектрисой АВ угла сегментарного лордоза.

Для выполнения необходимых расчетов зададимся векторами равнодействующей силы P и P' в соответствующем масштабе (рис. 2, 3, 4). Используя данные рентгенографического исследования ШОП в боковой проекции, определяют центры ТП С2 и С7 (рис. 4). Через полученные точки С и D проводят ось Y прямоуглольной системы координат. Ось X проводят каудальнее позвонка С7. Эта ось может быть интерполирована на любой ПДС краниально. Таким образом, ось X может быть совмещена с прямой АВ плоскости N, которые определяют следующим образом. В исследуемом ПДС проводят линии, соответствующие плоскостям V_i и W_i . Пересечение прямой W_i и V_i в точке В образуют угол, открытый вентрально в нейтральном положении ШОП и при его разгибании, или дорзально при сгибании ШОП. Потом полученному углу задают биссектрису, что позволяет определить точку А, а полученная линия АВ опреде-

ляет проекцию плоскости N.

Находят центры ТП ШОП на всём его протяжении. При их соединении получают кривую шейного сагиттального контура в виде лордоза. По пересечению последней с плоскостью N каждого ПДС находят МЦОс, в данный момент для этого ПДС. По касательной к кривой шейного сагиттального контура в МЦО проводят прямую, которая совпадает с направлением действия результирующей силы P_i в данном ПДС. Таким образом определяют направление сил, действующих на ПОК. Задаваясь масштабом (1 см = 25 Н) (рис. 4), можно определить величину векторов этих сил.

Однако ЗОК также нагружен силой P'_i , направление которой совпадает с направлением P_i . Считаем, что P'_i прилагается к центру контактирующей поверхности СО в ДОС. Для определения места её приложения находят середину отрезка, который соединяет крайние точки контактирующей поверхности СО в ДОС и проводят через неё прямую, параллельную P_i . В наших исследованиях принимаем $P_i = P'_i$, так как P'_i проецируется на одноплоскостное изображение, как суммарная сила для обоих ДОС. Продолжение отрезка определяют прямой М. По правилу параллелограмма раскладывают вектор P_i на составляющие: компрессионную P_k и скользящую $P_{ск}$. Продолжив направление вектора P_k к кривой шейного сагиттального контура, раскладывают P_k в точке их пересечения также по правилу параллелограмма на составляющие, одной из которых и будет искомая смещающая сила P_3 в данном ПДС. В целях упрощения схемы в последующем процесс построения и получения величины и направления P_3 показан не будет. На последующих рисунках суммарная JP_3 будет задаваться, как результат построения, а её расположение в избранной системе координат по отношению к оси X и по расстоянию к пересечению осей X и Y и будет характеризовать крутящий момент.

Сущность графоаналитического метода заключается в нахождении такого положения нормативной линии, при котором алгебраическая сумма отклонений точек (их расстояний) от нормативной линии, измеренных по оси ординат, рав-

на нулю [9]. В применении к данной парадигме можно утверждать, что чем меньше $JР_3$ (т.е. ближе к нулю – началу избранной системы координат), то тем более оптимален режим вертикального статического нагружения для шейных ПДС и фиксирующих их элементов конструкций. В свою очередь, в клиническом контексте это является отображением надёжности выполненного ЦС и восстановления несущей способности ПДС ШОП на данном уровне.

На рис. 3 представлена схема действия сил и их направление в ПДС С4-С5 в статике и при сгибании-разгибании. Считаем, что действие силы P сохраняет своё направление как в ПОК, так и в ЗОК, хотя числовое ее значение должно отличаться, учитывая особенности анатомического строения и биомеханики этих разных элементов ПДС. Определив равнодействующую силу P на ПОК ПДС С4-С5 через P_4 и силу действия на ЗОК этого же ПДС через P'_4 , рассмотрим их взаимосвязь и взаимодействие на указанном уровне в вертикальном нейтральном положении ШОП при условии сохранения целостности всех элементов ПДС.

Нейтральное положение ШОП (рис. 3 а). Так как направление равнодействующей P_4 (точки 3, 4, 5 на рис. 1) перпендикулярно плоскости V_4 ТП С4, на составляющую она не раскладывается. Реактивная смещающая сила P_3 отсутствует, а возникает только реакция R_4 . Другая ситуация складывается на контактной поверхности ДОС. При параллельности сил P'_4 между собой на каждый сустав из P_4 в данном случае возникают две составляющие: компрессионная P'_k , перпендикулярно направленная к линии суставной щели М4 в ДОС, и $P'_{ск}$, совпадающая с линией М4 в ПДС С4-5. Эти силы равны между собой, так как раскладываются под углом приблизительно 45° . Вследствие этого, при наличии неповреждённых суставных капсул и определенной силы трения на контактной поверхности ДОС и равновесия за счёт внутридискowego давления в сочетании с напряжением ЖС перемещение не происходит. Следовательно, ПДС С4-С5 находится в стабильном равновесном состоянии, а энергетические затраты организма на сохранение этого состояния остаются минимальными.

При моделировании движений ШОП в исследуемом ПДС отмечается следующая динамика.

Сгибание ШОП (рис. 3 б). Действие силы P_4 и силы P'_4 на каждом ДОС при сохранении своего направления перпендикулярно к плоскости V_4 вызывает при сгибании (точки 1, 2 на рис. 1) изменение направления действующей компрессирующей силы P'_k по отношению к ТП С5. Угол α' , образованный направлением действия P'_k к плоскости W_5 , увеличивается на некоторую величину в сравнении с углом "а" при нейтральном положении ШОП. Этим объясняется то, что если в нейтральном положении ШОП угол между плоскостью V_i и W_i открыт вентрально, то при сгибании он открыт дорзально.

Рассмотрим влияние компрессирующей силы P'_k на разложение сил в данном ПДС. В соответствии с действующими правилами перенесем силу P'_k , не изменяя её направление и величину, к пересечению с направлением действия равнодействующей P_4 и разложим в этой точке на составляющие. Получаем составляющую силу " P_4 ", которая увеличивает действие равнодействующей P_5 на плоскость V_5 . Вторая составляющая P_3 является сдвигающей или смещающей силой, которая определяет тенденцию смещения позвонка С4 относительно позвонка С5, при этом направление смещения совпадает с плоскостью W_4 . В неповрежденном ПДС появление силы P_3 уравнивается балансом внутридискowego давления и натяжением ЖС, то есть напряженным состоянием ПДС, в результате чего движение происходит в пределах нейтральной зоны. При повреждении элементов ПДС напряжённое состояние исчезает и сила P_3 может привести к изменению нормальных взаимоотношений позвонков.

Разгибание ШОП (рис. 3 в). В процессе нормального функционирования ПДС при разгибании (точки 6,7,8 на рис. 1) сохраняется параллельность направлений сил P_4 и P'_4 , что вызывает компрессионную силу P'_k по линии М4 и скользящую силу $P'_{ск}$. В то же время угол наклона α' направления P'_k по отношению к V_5 значительно уменьшается, что вызывает изменение направления сдвигающей силы P_3 . Тем самым создаются более благоприятные условия для каудо-дорзального смещения позвонка С4. Этому способствует перемещение точки 1,

а также точки пересечения силы P'_k с направлением P_4 , вентрально и краниально. Процесс разгибания в неповрежденном ПДС регулируется за счёт напряженного состояния мягкотканых элементов ПОК и ДОС ЗОК, что создает равновесное нагружение на костные элементы ПОК и ЗОК данного ПДС.

III. Варианты цервикоспондилодеза, рассматриваемые в данном исследовании

Основываясь на вышеприведенных положениях, построениях и расчётах, проводили графоаналитическое исследование следующих основных вариантов ЦС:

- передний межтеловой спондилодез (ПМС);
- передний межтеловой спондилодез пластиной (ПМСП);
- задний спондилодез (ЗС);
- комбинированный переднезадний спондилодез (КПЗС).

Для моделирования межтеловой стабилизации ПОК был избран бисегментарный ЦС [7]. При этом руководствовались тем, что в практике хирургического лечения повреждений или заболеваний ШОП наиболее часто встречается необходимость выполнения субтотальной корпэктомии на одном уровне и стабилизации двух смежных позвонков, то есть так называемого бисегментарного ПМС [7]. Несмотря на это, подобная ситуация до сих пор вызывает ряд разногласий среди отечественных специалистов при обсуждении конкретных путей её разрешения. Именно этот вариант стабилизации ТП наиболее часто может приводить в послеоперационном пе-

риоде к потере интраоперационно достигнутой нормализации шейного сагиттального контура и сопровождаться повышенным риском развития вторичной деформации на уровне выполнения хирургического вмешательства. Кроме того, в мировой практике учёные используют, основном, так называемые «модели с утраченным позвонком» (missing-vertebra model) для изучения различных аспектов стабилизирующих операций на позвоночнике [Panjabi M.M., 1998].

I. При ПМС важно максимально ограничить действие сдвигающей силы P_3 . Этого можно достичь путем регуляции величины дистракции вентральных отделов ТП при подборе и установке межтеловой опоры при условии, что данное состояние останется неизменным на протяжении всего послеоперационного периода. Но учитывая вышеизложенное на стр. 4, в реальной клинической практике достичь этого крайне сложно. Чрезмерная дистракция вентральных отделов ТП может вызывать избыточное удельное давление на суставные поверхности СО ДОС и привести к увеличению компрессионной силы P_k , а следовательно, и сдвигающей силы P_3 , что создаёт предпосылки для потери нормализации сегментарного шейного сагиттального контура.

II. Передний межтеловой спондилодез пластиной (рис. 5 б). Основным профилак-

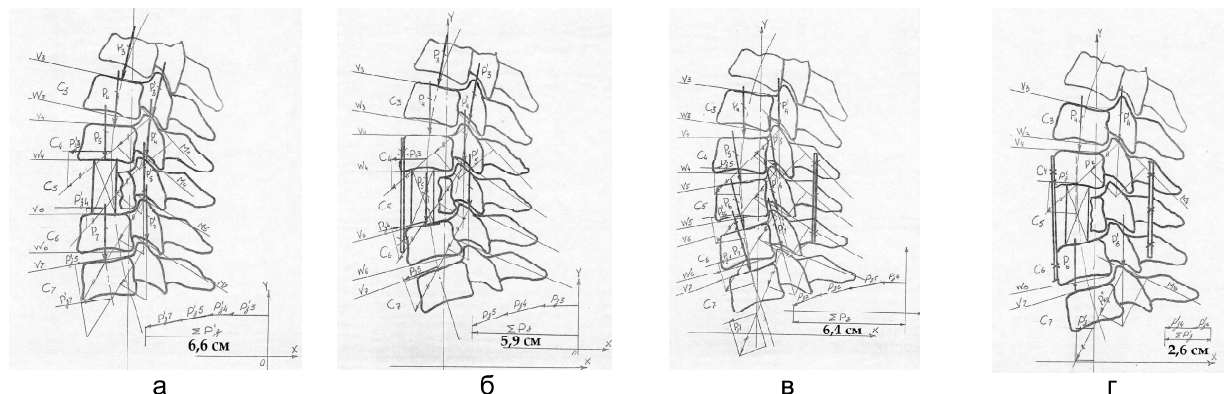


Рисунок 5

Графическое изображение действия сил в шейных ПДС и определения суммарной сдвигающей силы P_3 при основных вариантах ЦС (пояснения в тексте): а – при ПМС; б – при ПМСП; в – при ЗС; г – при КПЗС.

тическим мероприятием, направленным на снижение влияния сдвигающей силы P_3 может служить дополнительная фиксация ТП пластиной. Это позволяет создать в раннем послеоперационном периоде постоянную величину дистракции вентральных отделов ПОК, что в свою очередь, позволяет ограничить на этом этапе действие сдвигающей силы P_3 и сохранять её на определённом уровне.

III. Задний спондилодез (рис. 5 в). Отсутствие действия силы P'_5 , а вследствие этого, и сил P'_k и $P'_{ск}$ в данных ПДС, приводит к значительному ограничению движений элементов ПОК. В этом случае МПД С4-5 реагирует, преимущественно, на действие силы P_5 . Определенные перемещения ТП в фиксированных ПДС возможны за счёт упругой деформации его элементов и самой фиксирующей конструкции.

IV. Комбинированный переднезадний спондилодез (рис. 5 г). Особенности распределения нагрузки на шейные позвонки и фиксирующие устройства в исследуемых ПДС заключаются в том, что стабилизация элементов ЗОК в значительной мере нивелирует возникновение дополнительной реактивной сдвигающей силы P_3 в области ПМС в проекции С5 и приводит к уменьшению её векторных значений на уровнях С4 и С6. При этом уменьшается также суммарная величина сдвигающей силы на уровне стабилизированных позвонков, что позволяет устранить избыточную нагрузку на те фиксирующие конструкции или трансплантаты, которые могут быть использованы при выполнении разных вариантов ПМС, и вследствие этого, способствовать повышению надёжности ЦС в раннем послеоперационном периоде.

Результаты и их обсуждение. В результате разрушения тех или иных элементов ПДС ШОП различного генеза ШОП попадает в качественно другие биомеханические условия, что нарушает в той или иной мере его функцию. Одной из основных задач оперативного вмешательства является восстановление, в первую очередь, опороспособности шейных ПДС в результате полноценного сращения на уровне патологических изменений и создания более благоприятных биомехани-

чески условий функционирования смежных ПДС. Этого можно достичь за счёт адекватного выбора и выполнения ЦС, что является наиболее важным для начального этапа процесса репаративной регенерации и создания условий для оптимизации его протекания на последующих этапах. Поэтому основным объектом внимания в данном исследовании были избраны костные элементы ПДС, как способные обеспечить полноценное костное сращение при их адекватной стабилизации. Определив в качестве основного фактор нагрузки, имеющий принципиальное значение для функции любого сустава, в применении к трёхколонной структуре ШОП, проводили анализ действия результирующей силы P на костные структуры ПОК и ЗОК после графоаналитического моделирования основных способов ЦС.

В соответствии с третьим законом Ньютона, действие вызывает противодействие, то есть прилагаемая сила вызывает действие только при наличии возникновения реакции опоры [8]. Рассматривая контактную поверхность СО ДОС, как источник возникновения ответной реакции от действия силы P'_i после выполнения ЦС и последующего перевода больного в вертикальное положение, и считая сдвигающую силу P_3 неблагоприятным фактором после хирургического восстановления несущей способности ПДС, была проанализирована количественная и пространственная характеристика компрессионной силы P_k , скользящей силы $P_{ск}$, результирующей силы P_i , сдвигающей силы P_3 , а также их соотношений в четырёх разных ситуациях – при выполнении ПМС, ПМСП, ЗС и КПЗС. Проведенный анализ показал, что во всех данных ситуациях возникает разная по величине реакция на контактной поверхности СО, составляющей которой является сила P_k , причем величина сдвигающей силы P_3 коррелирует с ней. Согласно правилу сложения сил [1, 8], силы P_3 , возникающие на уровне различных ПДС, были суммированы. В результате была определена сумма сдвигающих сил JP_3 , величина которой соотносится с избранным масштабом (рис. 4), а её расположение в избранной системе координат характеризует крутящий момент относительно краниального

в исследуемом ПДС позвонке.

Всё это позволило сделать заключения относительно степени риска потери стабильности фиксации и достигнутой коррекции шейного сагиттального контура при разных вариантах ЦС, что наиболее важно в раннем послеоперационном периоде после перевода больных в вертикальное положение. При ПМС равняется 165 Н (6,6 см на рис. 5 а), т.е. является наибольшей по сравнению с ПМСП, ЗС и КПЗС. Расположение векторов сил в принятой системе координат также свидетельствует о наличии самого большого крутящего момента при данном способе ЦС.

При ПМСП $J P_3$ составляет 147,5 (5,9 см на рис. 5 б), а крутящий момент является значительно меньшим. При сравнении ПМСП с другими вариантами ЦС величина его $J P_3$ была меньшей, чем при ПМС (на 10,6%) и ЗС (на 7,8%), но большей (на 126,9%), чем при КПЗС. Такое значение $J P_3$ при ПМСП, с нашей точки зрения, обусловлено тем, что за счёт дополнительной передней межтеловой стабилизации пластиной достигается более жёсткая фиксация ПДОК задействованных ПДС, что в свою очередь, вызывает дополнительную нагрузку смежных, не задействованных в ЦС, ПДС.

В ситуациях, моделирующих ЗС и КПЗС, величины $J P_3$ равняются 160 Н (6,4 см на рис. 5 в) и 65 Н (2,6 см на рис. 5 г) соответственно. Крутящий момент при КПЗС значительно меньше, чем при ПМС и ПМСП, но больше, чем при ЗС. При анализе состояния ШОП в вертикальном положении после моделирования ЗС значение его суммарной $J P_3$ является меньшим по сравнению с ПМС, но большим по сравнению с ПМСП. Результатом выполнения КПЗС является одновременная стабилизация элементов как ПДОК, так и ЗОК, что характеризуется наименьшими значениями $J P_3$ (в 2,5 раза меньше, чем при ПМС) и крутящего момента на уровне фиксации.

Выводы

Результаты графоаналитического моделирования основных вариантов ЦС на уровне С4/6 свидетельствуют о том, что характер нагрузки и распределение внеш-

ней и внутренних сил на ПДОК и ЗОК шейных ПДС в вертикальном статическом положении отличаются в зависимости от выбора того или иного способа бисегментарного ЦС. Это может определять степень стабильности фиксации позвонков и иметь принципиальное значение, так как при планировании хирургического вмешательства необходимо принимать во внимание как характер патологических изменений в шейных ПДС и особенности каждого из основных вариантов ЦС, так и необходимость ранней активизации больных при их переходе в вертикальное положение. Учитывая необходимость профилактики таких возможных осложнений в раннем послеоперационном периоде, как нарушение стабильности фиксации и потеря достигнутой коррекции шейного сагиттального контура, были сделаны следующие выводы.

Смещающая сила P_3 , возникающая в вертикальном статическом положении в результате взаимодействия внешней и внутренних сил в каждом ПДС ШОП, является неблагоприятным фактором после выполнения любого варианта ЦС. Её увеличение может привести к избыточному нагружению элементов ПДС и фиксирующей конструкции и, тем самым, негативно повлиять на стабильность фиксации. Уменьшение значений P_3 оптимизирует стабилизирующий эффект ЦС в раннем послеоперационном периоде после вертикализации ШОП, сопровождающийся появлением действия внешней силы (гравитации в сочетании с весовой нагрузкой) и возрастанием внутреннего напряжённого состояния ПДС за счёт активного включения мышечного тонуса.

ПМС только за счёт восстановления межтеловой опоры является наименее оправданным хирургическим вмешательством в тех клинических ситуациях, которые требуют выполнения субтотальной корпэктомии. В ряде случаев, ПМСП может считаться способом выбора при необходимости снижения травматичности и объёма оперативного вмешательства. После ЗС стабилизированные элементы ЗОК ПДС С4-5 находятся под действием противоположно направленной силы со стороны смежных, краниально и каудально расположенных ПДС, за счёт чего тела

фиксированных позвонков имеют тенденцию к развороту в сагиттальной плоскости. Поэтому представляется целесообразным при планировании ЗС предусматривать возможность более жёсткого способа фиксации, который может свести к минимуму такие перемещения в раннем послеоперационном периоде. Это может быть реализовано за счёт или конструктивных особенностей самого фиксирующего устройства, или выбора приложения его действия к определённым костным элементам ЗОК в каждом конкретном случае. ЗС может быть рекомендован для хирургического лечения заболеваний и повреждений ШОП по конкретным показаниям, или использован в качестве составного элемента КПЗС.

КПЗС можно считать оптимальным способом ЦС при хирургическом лечении различных патологических состояний ШОП, сопровождающихся одновременным разрушением элементов ПОК и ЗОК, с точки зрения обеспечения наиболее надёжной фиксации и профилактики возможных вышеупомянутых осложнений в послеоперационном периоде.

Учитывая особенности состояния элементов ЗОК на уровне возможных патологических изменений в ШОП, а также реакцию смежных с поврежденным ПДС, уменьшение $JР_3$ после выполнения вентральной стабилизации ПОК в раннем послеоперационном периоде теоретически может быть достигнуто с помощью использования специальных средств внешней иммобилизации ШОП.

Литература

1. Алабужев П.М. Теория подобия и размерностей: Моделирование / П.М.Алабужев, В.Б.Геронимус, Л.М.Минкевич, Б.А.Шеховцов. М.: Высшая школа, 1968. 354 с.
2. Барыш А.Е. Конечно-элементное бисегментарное моделирование позвоночных двигательных сегментов $C_{IV}-C_{VI}$ / А.Е.Барыш // Ортопед. травматол. 2005. № 1. С. 41-49.
3. Барыш А.Е. Задний напряжённый трансартрикулярный цервикоспондилодез / А.Е.Барыш // Ор-

топед. травматол. 2008. № 2. С. 44-55.

4. Брицкий В.Д. Исследование рычажного механизма : учебное пособие / В.Д.Брицкий, Г.Б.Заморуев, М.А.Ноздрин. СПб.: СПбГУ ИТМО, 2007. 30с.

5. Веников В.А. Теория подобия и моделирования / В.А.Веников, Г.В.Веников. М.: Высшая школа, 1984. 439 с.

6. Корж Н.А. Нестабильность шейного отдела позвоночника: автореф. дис. на соиск. науч. степени докт. мед. наук: спец. 14.00.22 «Травматология и ортопедия» / Н.А.Корж. Минск, 1985. 26 с.

7. Корж Н.А. Спондилодез в современной хирургии позвоночника / Н.А.Корж, А.Е.Барыш // Травма. 2005. Т. 6, № 4. С. 390-398.

8. Лойцянский Л.Г. Курс теоретической механики. В 2-х тт. Серия «Классики отечественной науки». Т. 1. Статика и кинематика, 9-е издание / Л.Г.Лойцянский, А.И.Лурье. М.: Дрофа, 2006. 448 с.

9. Советов Б.Я. Моделирование систем / Б.Я.Советов, С.А.Яковлев. М.: Высшая школа, 1998. 267 с.

10. Хвисьук Н.И. Клинические аспекты нестабильности шейного отдела позвоночника / Н.И.Хвисьук, Н.А.Корж, Е.М.Маковоз // Ортопед. травматол. 1986. № 1. С. 25-31.

11. Adams M.A. Spine update. Mechanical testing of the spine: an appraisal of methodology, results, and conclusions / M.A.Adams // Spine. 1995. Vol. 20, № 19. P. 2151-2156.

12. Benzel E.C. Biomechanics of spine stabilization: Principles and clinical practice / E.C.Benzel. New York-Toronto: McGraw-Hill, Inc., 1995. 278 p.

13. Das K. Use of cylindrical titanium mesh and locking plates in anterior cervical fusion / K.Das, W.T.Couldwell, G.Sava, R.F.Taddonio // J. Neurosurg. (Spine 1). 2001. Vol. 94. P. 174-177.

14. DvoY6k J. Halswirbelsdule: diagnostik und therapie / J.DvoY6k, D.Grob. Stuttgart-New York: Thieme, 1999. 258 p.

15. Louis R. Stability and instability of the cervical spine / P.Kehr, A.Weidner // Cervical spine I. Wien New York: Springer-Verlag, 1987. P. 21-27.

16. Panjabi M.M. Cervical spine models for biomechanical research / M.M.Panjabi // Spine. 1998. Vol.23, № 24. P. 2684-2700.

17. Panjabi M.M. Cervical human vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions / M.M.Panjabi, J.Duranceau, V.Goel, et al. // Spine. 1991. Vol. 16, № 8. P. 861-869.

18. Scholten P.J.M. Stability of the human spine: a biomechanical study / P.J.M.Scholten, A.G.Veldhuizen, H.J.Grootenboer // Clin. Biomech. 1988. Vol. 3. P. 27-33.

19. Sokolovskij E. Modelling of collisions of the automobiles / E.Sokolovskij, S.Mikaliunas // Transport. 2006. Vol. XXI, № 4. P. 239-244.

20. Verniest F. Spinal surgery procedure discretization / F.Verniest, D.Chopin, A.P.Godillon-Maquinghen, et al. // Stud. Health Technol. Inform. 2002. Vol.91. P. 438-441.

21. White A.A. Clinical biomechanics of the spine. 2nd ed. / A.A.White, M.M.Panjabi. Philadelphia: J.B.Lippincott Co., 1990. 699 p.

22. Yang B.P. A novel mathematical model of the sagittal spine: application to pedicle subtraction osteotomy for correction of fixed sagittal deformity / B.P.Yang, L.A.Chen, S.L.Ondra // Spine J. 2008. Vol.8, № 2. P. 359-366.

Графоаналитическое моделирование основных вариантов цервикоспондилодеза

/ Барыш А.Е., Михайлов С.Р. // Медицина и... 2009. № 1(23). С. 63-72.

Проведено графоаналитическое моделирование распределения сил, которые действуют на позвоночные двигательные сегменты С4/6 шейного отдела позвоночника в вертикальном статическом положении после выполнения основных вариантов цервикоспондилодеза. Результаты данного исследования свидетельствуют о том, что передний межтеловой спондилодез без дополнительной фиксации пластиной является наименее надёжным вариантом бисегментарного цервикоспондилодеза С4/6 после субтотальной корпектомии С5. Комбинированный переднезадний спондилодез можно считать оптимальным способом при хирургическом лечении различных патологических состояний шейного отдела позвоночника, сопровождающихся одновременным разрушением элементов переднего и заднего опорного комплекса.

Ключевые слова: графоаналитическое моделирование, шейный отдел позвоночника, субтотальная корпорэктомия, цервикоспондилодез.

Графоаналітичне моделювання основних варіантів цервікоспондилодезу

/ Барыш О.Е., Михайлов С.Р. // Медицина і... 2009. № 1(23). С. 63-72.

Проведене графоаналітичне моделювання розподілення сил, що діють на хребтові рухові сегменти С4/6 шийного відділу хребта у вертикальному статичному положенні після виконання основних варіантів цервікоспондилодезу. Результати даного дослідження свідчать про те, що передній міжтіловий спондилодез без додаткової фіксації пластиною є найменш надійним варіантом бісегментарного цервікоспондилодезу С4/6 після субтотальної корпектомії С5. Комбінований передньозадній спондилодез можна рахувати оптимальним способом при хірургічному лікуванні різних патологічних станів шийного відділу хребта, що супроводжуються одночасним зруйнуванням елементів переднього та заднього опорного комплексу.

Ключові слова: графоаналітичне моделювання, шийний відділ хребта, субтотальна корпоректомія, цервікоспондилолістез.

The graphic analytical modeling base variation cervical instrumentation / Barish A.,

Mihailov S. // Medicine and... 2009. № 1(23). P. 63-72.

The graphic analytical modeling on distribution of forces acting on the cervical functional spinal units C4/6 in their upright static position after accomplishment of basic versions of the cervical instrumentation was performed. Outcomes of this investigation betoken that anterior cervical fusion without plating is the least reliable version of two-level fusion on C4/6 after subtotal corpectomy of C5. The circumferential spinal fusion might be considered as an optimal method for surgical treatment of different pathological conditions of the cervical spine which accompany with destruction of anterior and posterior supporting structures.

Keywords: graphic analytical modelin, cervical spinal, subtotal corpectomy, cervical instrumentation