

УДК 531/534: [57+61]

ИСКРИВЛЕНИЯ ХОРДАЛЬНОЙ ОСИ В ЭМБРИОНАЛЬНЫЙ ПЕРИОД: БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ ПОДХОД

Ф. Сейре^{1,2}, Р. Ушон¹, М. Менар¹, Ж.-М. Виталь³, М. Сид¹

¹ Laboratoire de Mécanique Physique, CNRS UMR 5469 Université Bordeaux 1, 351 cours de la Libération, 33405 TALENCE cedex, Bordeaux, France, e-mail: michel.mesnard@u-bordeaux1.fr

Лаборатория механики и физики, Университет Бордо, Франция

² Institut de Formation Masso-Kinésithérapie du Centre Hospitalier Universitaire, Rue Francisco Ferrer, 33076 Bordeaux cedex, Bordeaux, France

Институт кинезитерапии Бордо, Франция

³ Hopital Pellegrin-Tripode, Place Amélie Raba-Léon, 33076 Bordeaux cedex, Bordeaux, France
Больница им. Пеллегрин–Трипode, Бордо, Франция

Аннотация. Цель данной работы – показать, что деформация нейрорхордальной оси может развиваться и рассматриваться до рождения. В литературе приведены данные о появлении лордозов при деформировании первоначального кифоза позвоночника. Данные изменения могут быть выявлены на стадии внутриутробного развития. Механическое изучение роста и поворота конечностей позволяет объяснить появление лордозов начиная с эмбрионального периода. В данной работе представлена биомеханическая модель нейрорхордальной оси, рассматриваемой как прямолинейный балочный элемент из однородного материала, который считается эквивалентным реальной биологической структуре. Влияние различных условий нагружения описывается со строго механической точки зрения. Деформации вдоль нейрорхордальной оси найдены с помощью теории сопротивления материалов. Рассмотрены следующие случаи:

1) когда деформация оси равна нулю, возникает небольшой кифоз; в то время как изгиб может повлиять на деформацию позвоночного столба;
2) в случае симметричного нагружения (крайние точки жестко закреплены, т.е. перемещения и углы поворота равны нулю) появляется регулярный кифоз с меньшим прогибом между точками приложения моментов. На расстоянии от этих точек до концов балки можно наблюдать возникновение нерегулярного лордоза;
3) при приложении дополнительной растягивающей нагрузки к концам оси можно обнаружить, что амплитуды прогиба кифоза и лордозов одновременно уменьшаются.

Полученные результаты позволяют проанализировать и проиллюстрировать случаи возможного появления лордоза в сочетании с кифозом (преимущественно в эмбриональный период) хордальной оси до рождения.

Ключевые слова: изгиб, хордальная ось, рост, кифоз, лордоз, сопротивление материалов, позвоночный столб, деформация, растяжение.

ВВЕДЕНИЕ

Реакция позвоночника в зависимости от морфогенеза нейрохордальной оси

Возникновение изгибов позвоночного столба в сагиттальной плоскости является следствием морфологического развития человека. Данное искривление связано с тем, что человек является двуногим существом. Появление изгибов происходит уже в период беременности и первые месяцы после рождения.

Нейрохордальная ось (в дальнейшем для краткости будем пользоваться термином «хордальная ось») имеет первоначально прямолинейную форму (рис. 1, *а*). На третьей неделе развития эмбриона происходят его продольный рост и внутрибрюшные процессы, связанные с поворотом частей тела, относящихся к голове (краниальные) и тазу (каудальные). Эти факторы влияют на изгиб в сагиттальной плоскости. Таким образом, формируется кифоз позвоночника (рис. 1, *б*), который сохраняется на протяжении следующих месяцев внутриутробного развития. Данное искривление считается первоначальным. Лордозы, которые наблюдаются в шейном и поясничном отделах, считаются вторичными деформациями кифоза. Полагают, что они возникают только после рождения. Подавляющее большинство работ по данной теме связано с патологическими искривлениями в рамках появления и развития сколиоза или спондилёза. В статьях, посвященных непатологическому развитию позвоночного столба в утробе, рассматриваются только определенные отделы позвоночника, но не вся структура в контексте морфогенеза [1, 3–5].

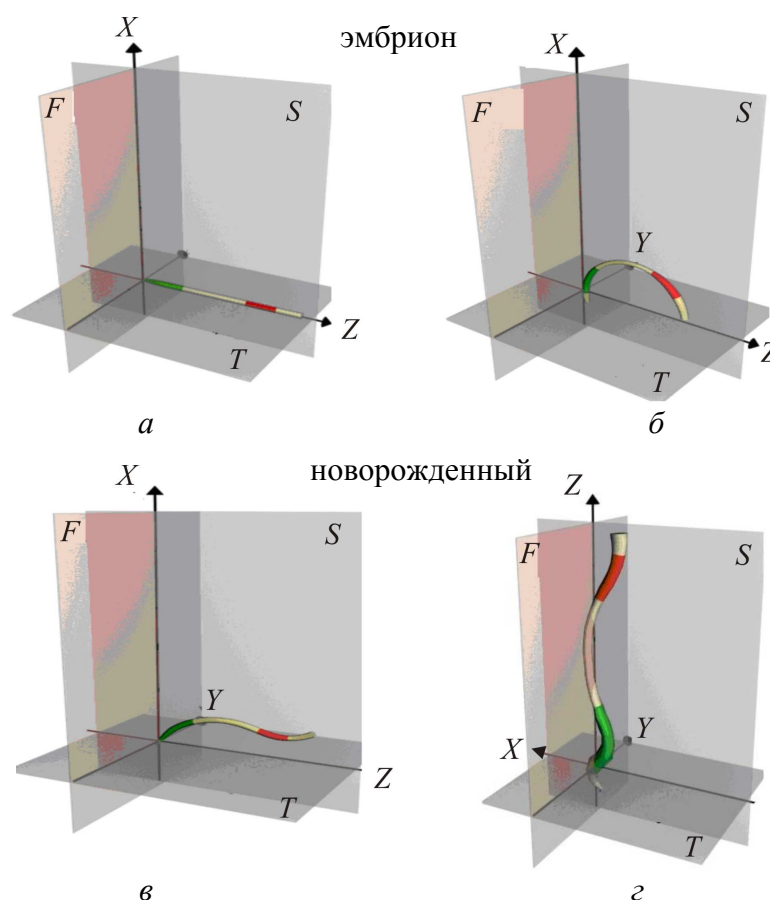


Рис. 1. Современная концепция развития позвоночника эмбриона (*а–б*) и новорождённого (*в–г*): *а* – начальное состояние (первые дни), *б* – кифоз (третья неделя), *в* – шейный лордоз (через два месяца после рождения), *г* – поясничный лордоз (через год после рождения); *F* – фронтальная плоскость, *S* – сагиттальная плоскость, *T* – трансверсальная плоскость

Большую часть времени процесс появления искривлений связан с мышечной активностью как одним из способов преодолеть доминирующее воздействие сил тяжести. Таким образом, изгиб в шейном отделе связан с усилием младенца поднимать голову (рис. 1, в), а в поясничном отделе – с выпрямлением туловища выше таза во время попыток ходьбы ребенка (рис. 1, г). При данных движениях первоначальные деформации позвоночника в сагиттальной плоскости должны реверсироваться в направлениях кривизны в двух определенных и постоянных участках позвоночного столба.

Однако лордозы, которые возвращают хорду к первоначальному состоянию, различимы только на четвертой неделе внутриутробного развития, когда зародыш находится в гидростатическом положении, что может соответствовать состоянию невесомости [6]. Видимые искривления хорды являются следствием внешних усилий, действующих на эмбрион, которые возникают в ходе морфогенетических изменений в конце первого месяца беременности.

Среди них, вероятно, формирование зачатков конечностей играет определяющую роль. Действительно, появление верхних конечностей оказывает влияние начиная с двадцать четвертого дня, а нижних – с двадцать восьмого. Эти зачатки формируются в результате пролиферации соматической мезодермы в зоне роста будущих конечностей [8]. Очевидно, это явление является ответом на сигнал, возникающий при формировании смежных сомитов (спинных сегментов). Явления комплексного поворота, которые всё ещё плохо изучены, в конечном счете определяют функциональное расположение различных сегментов и их сочленений.

Другими словами, верхние и нижние конечности вращают эмбрион в противоположных направлениях. Локоть вращает кзади (к задней поверхности), в то время как колено вращает кпереди (к брюшной поверхности). Эти повороты возникают при продольном росте боковых зачатков, который сопровождается явлениями уплотнения, сегментации и дифференциации тканей, происходящими в мезодермальном геле, который первоначально образует зачатки.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Рабочие гипотезы

Для того чтобы проиллюстрировать влияние возможных внешних механических факторов на хордальную ось в ходе её роста в утробе, предлагается основная механическая модель, используемая с целью объяснить появление эквивалентных искривлений. Хордальная ось моделируется как простая прямолинейная балка из однородного материала, эквивалентная реальной биологической структуре (рис. 2): считается, что процессы сегментации и дифференциации тканей не оказывают влияния на однородность хордальной оси.

Усилия, развиваемые зачатками конечностей, моделируются как распределённая нагрузка, действующая на ось в зонах нервных корешков, участвующих в образовании будущих плечевого и поясничного сплетений. Из этих сплетений вырастут будущие нервные элементы, направленные соответственно к верхним и нижним конечностям.

В работе принята общая концепция концентрированных сил и моментов, используемых в механике. Предполагается, что силовые факторы приложены в некоторой точке в любой заданной области хордальной оси как набора твердотельных балок (рис. 3). В данной работе получены результаты распределения деформаций позвоночника в зависимости от различных комбинаций сил и моментов, что помогает описать соответствующую деформацию оси позвоночника. Проведённый анализ подтверждает достоверность классических методов, широко используемых для

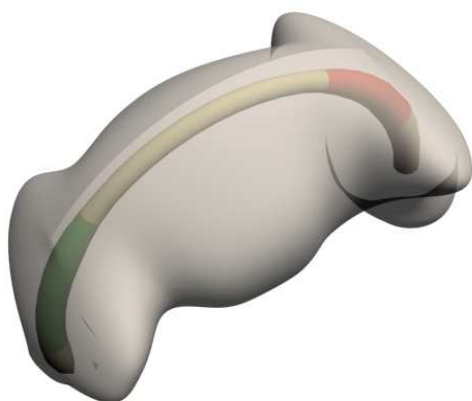


Рис. 2. Схема хордальной оси с зачатками конечностей

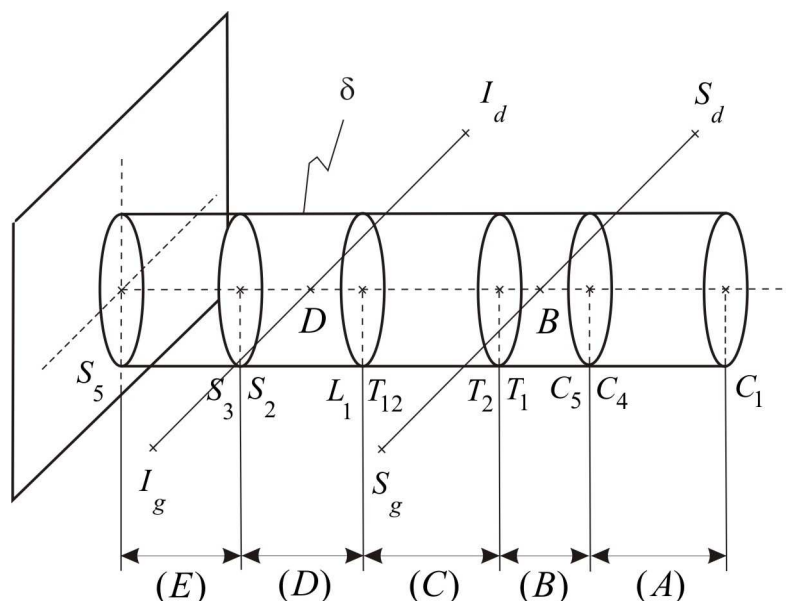


Рис. 3. Биомеханическая интерпретация хордальной оси в виде балки (δ); (A–E) – участки хорды; точки C_1 и S_5 – концы балки

определения прочности конструкций. Подчеркнем, что полное моделирование поведения позвоночника невозможно, так как это очень сложная проблема.

В частности, неизвестны прочностные свойства биологических материалов. Однако сохраняются общие принципы, несмотря на то, что средства для моделирования могут быть разными.

Формулировка модели

На ранней эмбриональной стадии позвоночник сегментирован, однако разделение на позвонки и позвоночные диски пока не наблюдается. В этот период развития позвоночный столб можно рассматривать как однородную балку (δ) с крайними точками C_1 и S_5 (рис. 3), в которой можно выделить пять зон (таблица).

В свою очередь, биомеханическая модель хордальной оси эмбриона состоит в основном из пяти элементов и ограничена точками C_1 и S_3 (рис. 4):

- 1) деформируемая балка (δ), первоначально прямолинейная, которая моделирует хордальную ось;
- 2) четыре абсолютно жестких стержня моделируют верхние [BS_g – левую, BS_d – правую] и нижние [DI_g – левую, DI_d – правую] конечности.

Данные стержни можно рассматривать как одномерные твердые тела (учитывая средний диаметр слабого сечения относительно его длины). Стержни BS_g и BS_d коллинеарные и строго взаимосвязанные. Жесткая заделка в промежуточном узле B является хорошей иллюстрацией контакта хордальной оси в области лопатки B балки δ (см. рис. 4). Аналогичная ситуация наблюдается для DI_g и DI_d , сочленяющихся в точке D (пояснично-крестцовый отдел). Кaudальный участок считается ненагруженным, поэтому он не указан в расчетных схемах и на последующих рисунках.

Участки хордальной балки (δ)

Обозначение	Участок позвоночника				
	Шейный	Лопаточный	Грудной	Пояснично-крестцовый	Кaudальный
Символьное	A	B – MS	(C)	(D) – (MI)	E
Позвонок	C_1, C_4	C_5, T_1	T_2, T_{12}	L_1, S_2	S_3, S_5

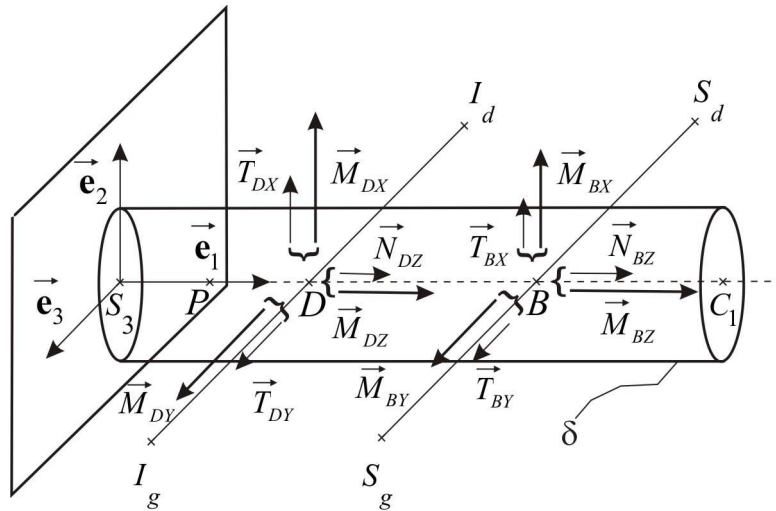


Рис. 4. Система координат хордальной оси в недеформированном состоянии на участке $C_1 - S_3$; на рисунке обозначены все компоненты сил и моментов, приложенных в точках B и D

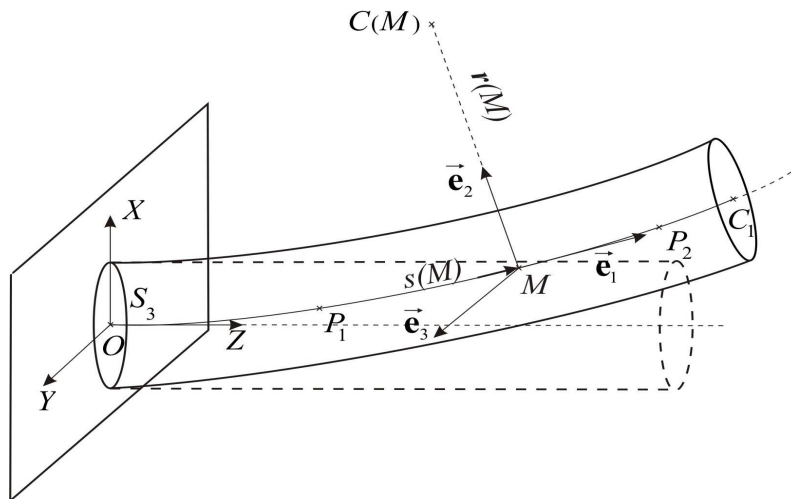


Рис. 5. Конфигурация хордальной оси при кифозе; $C(M)$ и $r(M)$ – центр и локальный радиус кривизны

Для определения прогибов хордальной оси, подверженной глобальным нагрузкам, приложенным к жестким стержням, необходимо ввести локальную систему координат, связанную с ней в некоторой точке M , лежащей на линии центров сечений, т.е. $[M, \vec{e}_1, \vec{e}_2, \vec{e}_3]$. Таким образом, деформации балки δ вызваны действием сил, приложенных в различных точках закрепления хордальной оси (см. рис. 4). В каждой точке сочленения могут действовать только три силы: нормальная сила $N_{\#z}$, сдвиговые силы $T_{\#x}$ или $T_{\#y}$ и/или три момента: крутящий (вращающий) $M_{\#z}$ и изгибающие моменты $M_{\#x}$ и $M_{\#y}$, которые могут действовать в точках сочленения (в данном случае B и D), обозначенных $\#$.

Различные эффекты, возникающие при действии рассмотренных сил и моментов, могут быть изучены в случаях, когда в точках C_1 и S_3 заданы закрепления или движения в направлениях осей (O_0, X_0) , (O_0, Y_0) , (O_0, Z_0) , которые определяют фронтальную, сагиттальную и трансверсальную плоскости (рис. 1), характерные для осанки при ходьбе на двух ногах.

Считается, что точка S_3 закреплена и совпадает с точкой O , что не влияет на результаты расчетов. Точка C_1 закреплена так, чтобы не осуществлялось поступательное движение. Однако это не препятствует поворотам крайних сечений балки (δ) вокруг различных осей, что, в свою очередь, влияет на изгиб зон AB , BD и DE ,

а также на положение промежуточных узлов. Моменты сил приложены исключительно к крайним точкам звеньев. Задача состоит в определении деформаций балки (AD) при заданном распределении нормальных и сдвиговых сил, изгибающего и крутящего моментов, приложенных в любой точке M этой балки ($\# \leftrightarrow M$) в направлении $(M, \mathbf{e}_i)$. Аналитические расчеты позволяют найти локальные значения сил N_{M1} (растягивающая сила); T_{M2} , T_{M3} (сдвиговые силы); M_{M1} (крутящий момент); M_{M2} , M_{M3} (изгибающие моменты).

Рассмотренная балка может быть подвержена продольным растягивающим силам, приложенным к ее концам. С точки зрения биологии эти силы соответствуют продольному росту плода и могут интерпретироваться как силы, приложенные к краям, однако в действительности они действуют на всю ось.

Механическая деформация, вызванная ростовыми напряжениями и поворотом звеньев, оказывает влияние через промежуточную мезодерму (что учитывается в рассмотренной модели посредством приложения моментов в точках B и D), которая развивается и превращается в специализированные ткани в то же время, что и периферическая нервная система, а также сеть кровеносных сосудов.

Возможные деформации хордальной оси

Трудно точно определить величины усилий, действующих на «конечности», так как эти воздействия – результат комплекса причин на уровне закона Вольфа. В первом приближении здесь и далее считается, что с точки зрения механики эти нагрузки являются внешними по отношению к оси.

Возможные деформации хордальной оси можно определить, используя теорию сопротивления материалов (приложение). В первой аппроксимации ось может быть представлена в виде непрерывной балки, нагруженной моментами, соответствующими воздействию напряжений упомянутых выше тканей в некоторых точках оси. Согласно гипотезе сопротивления материалов балка должна быть тонкой (то есть длина гораздо больше ширины и высоты).

Хорда как будущий позвоночный столб расположена в направлении OZ , а левая рука – в направлении OY . Ось OX перпендикулярна брюшной полости. Кифоз описывает брюшную вогнутость, следовательно, отражает кривизну хордальной оси (рис. 5). Для наглядности рассчитанные искривления (они должны быть малыми по отношению к длинам рассматриваемых балок) увеличены при повороте и показаны в координатах $OXYZ$.

При анализе различных случаев для лучшей визуализации на модель хордальной оси (δ) нанесена сетка элементов.

РЕЗУЛЬТАТЫ

С помощью теории сопротивления материалов, чье приложение для моделирования живых сред может быть спорным, проанализированы различные ситуации воздействий на хордальную ось. На диаграммы прогибов влияют перемещения или повороты точек балки, которые возникают или нет.

Образование кифоза

Рассмотрим случай, когда ось свободна от деформаций (рис. 6). Приложение усилий (изгибающих моментов $M_{y\#}$, одинаковых по величине, но противоположных по направлению) в точках B и D , как показано стрелками, в данном случае приведет к генерализованному кифозу, который представляет собой дугу окружности между точками приложения вышеуказанных моментов и прямым сегментом (см. рис. 6). На рис. 6 пунктирными линиями указаны оси, относительно которых действуют моменты,

которые лежат в плоскостях $S_g S_d$ и $I_g I_d$. Стрелки показывают направления вращения хордальной оси.

Во-первых, заметим, что в модели предполагается, что две верхних конечности и две нижних конечности жёсткие и жестко закреплены в точках B и D соответственно. Во-вторых, выбранная модель чувствительна только к вектору суммы моментов (резльтирующий момент) вдоль каждой оси координат, который может быть приложен независимо либо к $(B \text{ или } D)_d$ или g , либо $(S \text{ или } I)_d$ или g .

Рассмотрим случай, когда дополнительно действует крутящий момент относительно продольной оси OZ . Данная нагрузка стремится отвести назад правую руку от оси OY по направлению к оси OX . В данном случае возникает небольшой кифоз, а дополнительное влияние изгиба может оказать влияние на деформацию оси. В данном случае верхний конец оси больше не находится в плоскости OXZ : он движется к OY согласно сопутствующим значениям координаты X , т.е. вперёд, как показано на рис. 6.

Возникновение локализованного лордоза

Рассмотрим случай с нагружением балки, аналогичным предыдущему. Однако перемещения и повороты относительно OY крайних точек равны нулю. Это эквивалентно приложению дополнительных моментов с половинной величиной и противоположным направлением к каждому концу (рис. 7). Между двумя точками приложения моментов возникает регулярный кифоз с величиной, меньшей, чем в предыдущем случае. За этими точками по направлению к концам балки возникают два нерегулярных лордоза, которые ранее не наблюдались. Радиус кривизны $r(M)$ этих лордозов разный (см. рис. 7).

В этом случае можно также моделировать влияние дополнительного крутящего момента на хордальную ось.

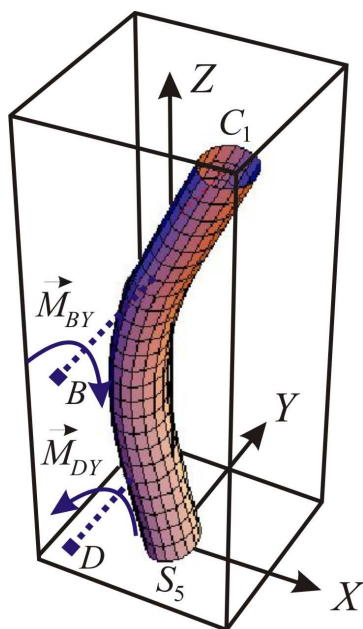


Рис. 6. Образование кифоза хордальной оси, вызванного приложением равных по величине изгибающих моментов, действующих в противоположных направлениях, на одинаковом расстоянии от концов балки

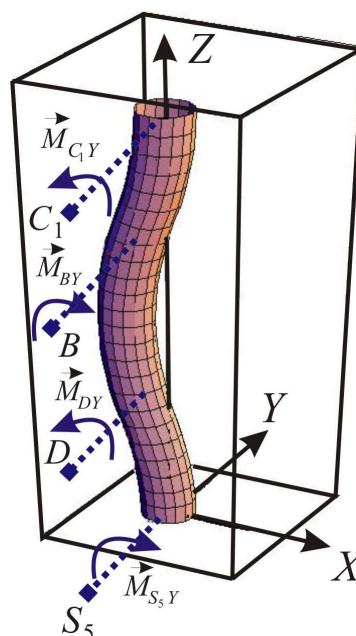


Рис. 7. Деформация хордальной оси в случае, когда перемещения и углы поворота в точках, соответствующих верхним и нижним конечностям, равны нулю

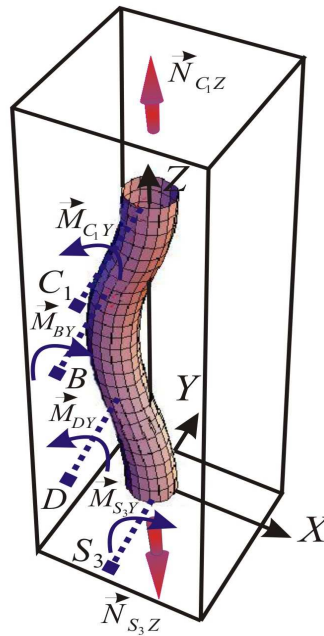


Рис. 8. Деформация хордальной оси с учётом приложения изгибающих и растягивающих силовых факторов и допустимого перемещения по оси OZ

Рост плода

В данном случае вдоль оси OZ к концам хордальной оси, находящейся в деформированном состоянии, полученном в предыдущем случае, прикладывается дополнительная растягивающая нагрузка.

В дополнение к удлинению оси перемещение ее верхнего края меняется по оси Z . Длина оси OZ остается идентичной во всех случаях (см. рис. 5–7). Общий эффект этой нагрузки стремится уменьшить амплитуды кифоза и каждого лордоза одновременно. Амплитуда скручивания также уменьшается.

В данной работе также учитывается влияние сколиоза, при котором могут возникнуть деформации хордальной оси вне сагиттальной плоскости. Похожие вычисления можно провести, учитывая, что первоначально балка (δ) рассматривается искривленной, а не прямой, что считается предродовой конфигурацией кифоза. Покажем, что локализованный лордоз может возникнуть при определенных условиях и приложение растягивающей нагрузки к крайней точке приведет к уменьшению прогиба каждого из них. Действительно, с биологической точки зрения изменение зоны прямого влияния поворота конечностей к оси или изменение направления поворота конечности приводит к очевидным изменениям начальной геометрии позвоночника.

ОБСУЖДЕНИЕ

Соотношение между биологическими аспектами и механическими моделями

Представленные модели показывают, что развитие и расположение конечностей может иметь определяющее влияние на конечную конфигурацию позвоночника. Его общая форма зависит от предварительного развития, которое происходит в период формирования эмбриона и плода. Возможно, что проявление его искривлений частично скрывается общей конфигурацией, но усиливается при кифозе. Наблюдение плода или новорожденных, однако, выявляет наличие этих искривлений. Предварительное развитие выражается в выполнении функций анатомической структурой (анатомические элементы появляются, развиваются и начинают функционировать).

С одной стороны, построенная модель учитывает возникновение лордоза при непосредственном влиянии поворотов в конечностях. А с другой стороны, кривизна типа кифоза в средней зоне появляется между зонами развития лордоза. Кифоз влияет на развитие грудной области, а лордоз – на развитие шейного и поясничного отделов. Таким образом, конфигурация позвоночника является следствием воздействия внутренних ростовых напряжений и расположения конечностей.

Лордозы в шейном и поясничном отделах не должны рассматриваться в качестве аномалий. Они не появляются вследствие неправильного развития, а являются интегральной характеристикой развития органов. Следовательно, лордозы не должны рассматриваться как дополнительные искривления позвоночника, находящегося первоначально в форме кифоза.

Изменение нагрузок

Результирующие моменты, которые различаются по направлению и действуют постоянно в направлениях $BS_{\#}$ или $DI_{\#}$, создают асимметрию искривления. Однако полученные результаты не учитывают полного внешнего воздействия.

Это наблюдение может рассматриваться как доказательство того, что направление и амплитуда поворота конечностей оказывают непосредственное влияние на расположение, амплитуду и величину зон кривизны.

Кроме того, частные клинические наблюдения часто указывают на связь между расположением конечностей и изменениями кривизны позвоночника.

Амплитуды этих искривлений также зависят от дополнительных растягивающих усилий, приложенных к срединной линии балки, моделирующей позвоночник, которые в данном случае стремятся уменьшить эти амплитуды. Также можно найти механическую интерпретацию в некоторых репрезентативных клинических случаях (например, «плоская спина»).

Предварительные выводы

Из всего этого не следует делать вывод, что в данной работе предложено окончательное и полное объяснение процесса искривления хордальной оси. Теория сопротивления материалов предсказывает, в частности, что внутренние свойства прочности изучаемой структуры должны быть достаточными для того, чтобы оказать сопротивление комбинации данных нагрузок. Данная теория в этом случае носит иллюстративный характер для описания биомеханических явлений. В теории рассмотрено множество вопросов, касающихся появления и хронологического развития искривлений. Их рассмотрение проводится с учётом влияния биомеханических факторов, которые выделяются из всех явлений, возникающих в ходе сложного процесса развития позвоночника.

С механической точки зрения, представленные случаи показывают, что, с одной стороны, деформация хордальной оси возникает и развивается до рождения. Кроме того, во многих случаях на конечную форму осанки влияет развитие позвоночного столба до рождения. Искривление начинается при функциональной дифференциации тканей, при которой формируется двуногая походка. Двуногие локомоции и коррекции неотделимы от искривлений позвоночника.

Многие случаи деформирования могут быть проанализированы без использования сложных численных методов, например метода конечных элементов, даже в случаях с первоначально искривленными балками. Многие вычисления могут быть проведены с использованием аналитических уравнений и общепринятых аналитических методов. Для иллюстрации изученных эффектов построены диаграммы.

Вышеописанные механические случаи должны рассматриваться достаточно осторожно; различные стадии эмбрионального развития – это очень сложные процессы

с точки зрения механики сплошных сред. Теория сопротивления материалов в данном случае носит лишь прикладной характер. По мнению авторов, в работе представлено моделирование возможных явлений и их эффектов на поздних стадиях развития эмбриона или очень ранних развития плода в первом приближении. Таким образом, конфигурацию позвоночного столба можно рассматривать только после рождения ребенка.

Однако будет неразумно и небезопасно связывать влияние на конфигурацию позвоночника лишь вследствие поворота конечностей и использовать результаты исследования в терапевтических целях.

ПРИЛОЖЕНИЕ

Формулы, приведенные ниже, позволяют определить перемещения и углы поворота плоских сечений для двух любых точек балки [2, 7, 9]. Пусть рассматриваются некоторые точки P_1 и P_2 (см. рис. 4). Точка M – срединная точка в центральном сечении балки; $(M, \vec{e}_1, \vec{e}_2, \vec{e}_3)$ – локальная система отсчета, где $(M, \vec{e}_1)$ – касательная к срединной линии и $ds(M)$ – криволинейная координата по оси абсцисс, тогда общие формулы Бресса для определения поворотов плоских сечений и перемещений будут иметь вид, представленный ниже.

Общая формула Бресса для определения поворотов плоских сечений

Абсолютный поворот плоскости $\vec{\omega}_{P_2}$ точки P_2 относительно точки P_1

$$\vec{\omega}_{P_2} = \vec{\omega}_{P_1} + \int_{P_1}^{P_2} \left(\frac{M_{M_1}}{GJ} \vec{e}_1 + \frac{M_{M_2}}{EI_3} \vec{e}_2 + \frac{M_{M_3}}{EI_3} \vec{e}_3 \right) ds(M),$$

где E – модуль упругости, G – модуль сдвига, $I_{\#}$ – момент инерции сечения, J – полярный момент инерции, $k_{\#}$ – коэффициент приведения сечения, S – площадь плоского сечения.

Общая формула Бресса для перемещений плоских сечений

С учетом того, что $\vec{\omega}_{P_1}$ – вектор поворота плоского сечения в точке P_1 , абсолютное перемещение $\vec{u}_{P_2}$ точки P_2 в системе координат $(0, X, Y, Z)$ можно представить как

$$\begin{aligned} \vec{u}_{P_2} = & \vec{u}_{P_1} + \vec{\omega}_{P_1} \times \overrightarrow{P_1 P_2} + \int_{P_1}^{P_2} \left(\left(\frac{M_{M_1}}{GJ} \vec{e}_1 + \frac{M_{M_2}}{EI_3} \vec{e}_2 + \frac{M_{M_3}}{EI_3} \vec{e}_3 \right) \times \overrightarrow{M P_2} \right) ds(M) + \\ & + \int_{P_1}^{P_2} \left(\frac{N_{M_1}}{ES} \vec{e}_1 + k_2 \frac{T_{M_2}}{GS} \vec{e}_2 + k_3 \frac{T_{M_3}}{GS} \vec{e}_3 \right) ds(M). \end{aligned}$$

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Agur A.M-R. Grant's atlas of anatomy. – Williams & Wilkins, 1991.
2. Albiges M., Coin A. Résistance des matériaux appliquée. – Paris: Eyrolles, 1975 (in French).
3. Boszczyk A.A., Boszczyk B., Putz R.V. Prenatal rotation of the lumbar spine and its relevance for the development of the zygapophyseal joints // Spine. – 2002. – Vol. 27. – P. 1094–1101.
4. Chansignaud J.P. Bull. – Nancy: Association of Anatomy, 1986. – P. 39–45.
5. Chen Y., Yu Z., Li R., Xi Y., Ke D., Xue X., Bao H. A study on the development of vertebral column in reference to the gestational ages of fetuses // Spine. – 1991. – Vol. 22. – P. 363–367.
6. Choufani E. Lumbosacral lordosis in fetal spine: genetic or mechanic parameter // European Spine Journal. – 2009. – Vol. 18, No. 9. – P. 1342–1348.

7. Laroze S. Résistance des matériaux et structures: Théorie des poutres. – Paris: Masson, 1974 (*in French*).
8. Larsen W.J. Human embryology. – Churchill Livingstone Inc., 1993.
9. Roux J. Résistance des matériaux par la pratique. – Paris: Eyrolles, 1995 (*in French*).

THE CURVES OF THE CHORDAL AXIS AT THE EMBRYONIC PERIOD: A BIOMECHANICAL APPROACH

Ph. Seyrès, R. Huchon, M. Mesnard, J.-M. Vital, M. Cid (Bordeaux, France)

The objective of given paper is to show that a deformation of the neurochordal axis can be envisaged and acquired before the birth. The literature states that the appearance of lordoses is caused by deformation of the original kyphotic curve of the spine. These lordoses can be detected at *in utero* stage. A mechanical study of the growth and rotation of the extremities permits to explain appearance of these lordoses from the embryonic stage. The study presents elaborated biomechanical model of the neurochordal axis using a rectilinear beam element made of a homogeneous material considered to be equivalent to the real biological structure. The effects of different load cases are described from a strictly mechanical point of view. The strains along the neurochordal axis are found by the tools of the strength of materials. The following cases are considered:

- 1) when the axis is free from any strain, a light kyphosis increases; whereas a bending can affect on the deformation of the rachis;
- 2) in the case of symmetrical loading (the ends are welded, i.e. displacements and rotations are prevented), a regular kyphosis appears with less magnitude between the application points of the momenta. Beyond these points and to the ends, the existence of irregular lordosis can be noticed;
- 3) when an additional tension is applied to the ends of the axis, it can be pointed out that the amplitudes of kyphosis and each lordosis simultaneously decrease. The obtained results enable to analyze and illustrate cases of the possible appearance of lordosis superimposed to kyphotic attitudes (configuration largely occurred during embryonic life) of the chordal axis before the birth.

Key words: bending, chordal axis, growth, kyphosis, lordosis, material strength, rachidian curve, strain, tension.

Получено 7 января 2010