

ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕНИЙ В СИСТЕМЕ "ГРУДНАЯ КЛЕТКА-ФИКСАТОР" ПРИ ПРИМЕНЕНИИ ЧРЕЗГРУДИННОЙ ФИКСАЦИИ

Прочан М.В., Петренко Д.Е., Березняков А.И., Мезенцев А.А.

ДУ «Институт патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка АМН України»

Современное хирургическое лечение врожденной воронкообразной деформации грудной клетки предусматривает использование металлических фиксаторов различных конструкций. Большинство из них используются для фиксации грудино-реберного комплекса после осуществления его мобилизации и коррекции.

В Институте патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко разработан новый чрезгрудинный фиксатор. Основными преимуществами чрезгрудинного проведения имплантата является низкая вероятность повреждения органов грудной клетки во время его установки, а также высокая степень стабильности фиксации грудино-реберного комплекса [1].

Проведение коррекции деформации передней стенки грудной клетки при помощи чрезгрудинного имплантата предусматривает разворот имплантата на 180°, что гипотетически может привести к чрезмерной травматизации костных и хрящевых структур грудной клетки. В связи с этим является целесообразным изучить распределение напряжений в системе «грудная клетка-имплант», возникающих при корригирующем маневре.

Нулевой гипотезой нашего исследования является предположение, что при коррекции врожденной воронкообразной деформации грудной клетки посредством разворота внутригрудинного фиксатора на 180° величина напряжений в костной и хрящевой ткани не превышает предела прочности последних.

Цель исследования

Провести оценку упругих напряжений u , возникающих в реберных хрящах и костной ткани при повороте имплантата во время хирургической коррекции врожденной воронкообразной деформации грудной клетки.

Материалы и методы

Проводился анализ ситуации, когда после установки чрезгрудинного фиксатора осуществлялась коррекция воронкообразной деформации грудной клетки посредством разворота конструкции титанового имплантата на 180° под действием внешних сил, приложенных к браншам. При этом считалось, что резекции межреберных хрящей, поперечной стернотомии и мобилизации мечевидного отростка не проводилось. Оценка величины возникающих при этом в кост-

ной и хрящевой ткани напряжений производилась на основании графоаналитического метода с привлечением основных уравнений теоретической механики. Величины модуля Юнга хрящевой и костной ткани в соответствии с данными [3] характеризовались значениями $E_1 \sim 10^7$ Па и $E_2 \sim 10^{10}$ Па соответственно. Длина бранши имплантата $l = 0,75$ м, угол между касательной к реберной дуге и браншей $\alpha \sim 10^\circ$ (по данным интероперационных измерений), величина внешней силы, приложенной к каждой бранше, $F = 200$ Н [2].

Результаты и обсуждение

Как было указано выше, задача исследования состоит в численной оценке упругих напряжений u , возникающих в реберных хрящах и костной ткани при повороте имплантата во время корригирующего маневра на угол $\Delta j = \rho$ под действием внешних сил величиной $F=200$ Н, приложенных к концам браншей в направлении, совпадающим с осью симметрии z грудной клетки (рис. 1, а).

Рассмотрим векторную диаграмму сил, действующих в системе «грудная клетка - фиксатор». Поскольку одинаковые по величине силы приложены к различным точкам (браншам), обозначим их в соответствии с рис. 1-а \vec{F}_1 и \vec{F}_2 .

Моменты \vec{M}_1 , и \vec{M}_2 этих сил относительно точки O , принадлежащей оси симметрии z системы, перпендикулярны плоскости XOY (рис.1, б), в которой располагаются корригирующие бранши имплантата и векторы действующих сил \vec{F}_1 и \vec{F}_2 . Поскольку момент силы определяется как векторное произведение радиус-вектора точки приложения силы на вектор силы \vec{F} , т. е.:

$$\vec{M} = \left[\vec{r}, \vec{F} \right],$$

проекции момента сил на оси декартовой системы координат определяются соотношениями:

$$\left. \begin{aligned} M_{kx} &= y_k F_{kz} - z_k F_{ky} \\ M_{ky} &= z_k F_{kx} - x_k F_{kz} \\ M_{kz} &= x_k F_{ky} - y_k F_{kx} \end{aligned} \right\}, \quad (1)$$

где индекс $k = 1, 2$ соответствует номеру бранши.

В соответствии с выбранной системой координат в начальный момент поворота системы металлофиксатора координаты браншей и действующие на них силы определяются уравнениями

$$\left. \begin{aligned} x_1 = \ell \sin \alpha_i, y_1 = \ell \cos \alpha_i, z_1 = 0 \\ x_2 = \ell \sin \alpha_i, y_2 = \ell \cos \alpha_i, z_2 = 0 \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

$$F_x = 0, F_y = 0, F_z = F, \quad (3)$$

где индексы 1, 2 соответствуют номерам браншей (отсутствие индекса k означает равенство соответствующих величин для обеих браншей).

При подстановке этих значений в уравнения (1) находим:

$$\left. \begin{aligned} M_{1x} = F\ell \cos \alpha, M_{1y} = -F\ell \sin \alpha \\ M_{2x} = -F\ell \cos \alpha, M_{2y} = -F\ell \sin \alpha \\ M_{1z} = 0, M_{2z} = 0 \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

Сумма проекций моментов силы \vec{M}_1 \vec{M}_2 вдоль каждой оси дает величину полного момента \vec{M} вдоль данной оси, т. е.

$$\begin{aligned} M_x &= M_{1x} - M_{2x}, \\ M_y &= M_{1y} + M_{2y}, \\ M_z &= M_{1z} + M_{2z} \end{aligned}$$

Как видно из полученных уравнений (2), проекции действующего на систему браншей момента силы \vec{M} на оси координат x, y, z в начальный момент времени имеют значения

$$M_x = 0, M_y = -2F\ell \sin \alpha, M_z = 0.$$

Рассмотрим теперь проекции момента силы в произвольный момент времени поворота системы браншей. В соответствии с основным уравнением динамики вращательного движения проекции момента сил на оси координат $i = x, y, z$ равны производным от момента импульса L по времени, т.е.

$$M_i = \frac{dL_i}{dt}, \quad (6)$$

Тогда для осей x, z имеем:

$$\frac{dL_x}{dt} = 0, \quad \frac{dL_z}{dt} = 0. \quad (7)$$

Поскольку проекция момента импульса L_i вдоль каждой оси связана с соответствующей угловой скоростью ω_i и моментом инерции J_i соотношением

$$L_i = J_i \omega_i \quad (8)$$

то для осей x, z имеем:

$$L_x = \text{const}, \quad L_z = \text{const},$$

а поскольку компоненты тензора момента инерции не изменяются со временем, компоненты вектора угловой скорости также не зависят от времени, т. е.

$$\omega_x = \text{const}; \quad \omega_z = \text{const} \quad (9)$$

Но поскольку в начальный момент времени эти угловые стороны равны нулю, то и в последующие моменты, как следует из уравнения (9), они тоже равны нулю, а значит в соответствии с уравнениями (6), (7), (8) равны нулю в любой момент времени и проекции M_x, M_y момента силы.

Отсюда следует, что величина приложенного извне момента силы M не только в начальный момент времени, но и в любой произвольный момент времени поворота имплантата равна осевому моменту, который в соответствии с уравнением (5) имеет вид

$$M_y = -2F\ell \sin \alpha.$$

Знак минус в этом уравнении указывает на то, что момент силы \vec{M} направлен в отрицательном направлении оси y . С этим же направлением совпадает и вектор угловой скорости $\vec{\omega}$ поворота корректирующих браншей.

Вследствие поворота имплантата под действием внешнего момента сил \vec{M} совершается работа

$$A = \int \vec{M} d\vec{\varphi},$$

где бесконечно малый угол $d\vec{\varphi}$ поворота совпадает с вектором угловой скорости этого поворота $\vec{\omega}$. Поскольку оба вектора под знаком интеграла совпадают с отрицательным направлением оси y и учитывая, что величина приложенного момента является постоянной, с учетом уравнения (5) имеем:

$$\begin{aligned} A &= \int (-M)(-d\vec{\varphi}) = \int \vec{M} d\vec{\varphi} = \\ &= \int M d\varphi \cos 0 = M \int_0^\pi d\varphi = \pi M = 2\pi \ell F \sin \alpha \end{aligned} \quad (10)$$

Совершаемая внешними силами \vec{F}_1 и \vec{F}_2 работа затрачивается главным образом на упругую деформацию хрящевой и костной ткани, так как выделение тепла и другие диссипативные процессы при этом практически отсутствуют. Энергия упругой деформации W в ткани объемом DV равна произведению плотности энер-

гии w упругой деформации на объем. Поскольку плотность энергии деформации

$$w = \frac{\sigma^2}{2E}, \quad (11)$$

энергия упругой деформации

$$W = \frac{\sigma^2}{2E} \Delta V, \quad (12)$$

где σ – напряжение, возникающее при упругой деформации ткани во время поворота имплантата; E – модуль Юнга деформируемой ткани.

Для определения порядка величины диапазона напряжений в рассматриваемой системе построим ее упрощенную двухфазную модель, в которой фигурируют два упругих элемента: хрящевая ткань (1) и костная ткань (2) без учета дифференциации последней на губчатую и кортикальную. При этом такой обобщенной костной ткани приписываются механические свойства, близкие к более жесткой кортикальной ткани (модуль Юнга $E_2 \sim 10^{10}$ Па), что, как будет видно из дальнейшего, позволяет определить предельно высокие механические напряжения, возникающие в системе вследствие поворота бранши.

Приравнивая работу внешних сил (10) энергии деформации хрящевой и костной ткани (12), получим уравнение баланса энергии в системе

$$2\pi\ell F \sin\alpha = \frac{\sigma_1^2}{2E_1} \Delta V_1 + \frac{\sigma_2^2}{2E_2} \Delta V_2, \quad (13)$$

где индекс 1 относится к хрящевой, а 2 – к костной ткани

Определим граничные условия, возникающие на границе двух сред в квазистатических условиях, когда силами инерции можно пренебречь по сравнению с объемными силами. В этом случае результирующая объемная сила \vec{f} на границе между фазами равна нулю ($\vec{f} = 0$), а поскольку эта сила является градиентом объемной плотности энергии деформации, что выражается уравнением $\vec{f} = -\text{grad } w$, объемная плотность энергии при переходе через границу между фазами не должна изменяться, т. е.

$$\frac{\sigma_1^2}{E_1} = \frac{\sigma_2^2}{E_2}. \quad (14)$$

Уравнения (13), (14) образуют замкнутую систему, из которой легко определить величины напряжений σ_1 и σ_2 в хрящевой и костной ткани:

$$\sigma_1 = 2\sqrt{\pi\ell F \sin\alpha \cdot \frac{E_1}{\Delta V_1 + \Delta V_2}}, \quad (15)$$

$$\sigma_2 = 2\sqrt{\pi\ell F \sin\alpha \cdot \frac{E_2}{\Delta V_1 + \Delta V_2}} \quad (16)$$

Геометрическую модель элементов системы представим следующими параметрами:

– объем одного хряща (средняя величина полученная в результате интраоперационных измерений) $V_{01} \approx 2,5 \cdot 10^{-7} \text{ м}^3$; количество деформированных реберных хрящей (так же как и ребер) $N = 16$;

– средний объем одного ребра

$$V_{02} \approx 1 \cdot 10^{-5} \text{ м}^3;$$

– длина бранши $l = 0,075 \text{ м}$.

$$\text{Тогда } \Delta V_1 = NV_{01} \sim 6,4 \cdot 10^{-7} \text{ м}^3;$$

$$\Delta V_2 = NV_{02} \sim 1 \cdot 10^{-3} \text{ м}^3.$$

Поскольку $\Delta V_1 \ll \Delta V_2$, уравнения (15), (16) принимают вид

$$\sigma_1 = 2\sqrt{\pi\ell F \sin\alpha \cdot \frac{E_1}{\Delta V_2}}; \quad (17)$$

$$\sigma_2 = 2\sqrt{\pi\ell F \sin\alpha \cdot \frac{E_2}{\Delta V_2}}. \quad (18)$$

Подставляя в эти уравнения численные значения входящих в них величин, получаем:

$$\sigma_1 \sim 5 \cdot 10^5 \text{ Па}; \quad \sigma_2 \sim 10^7 \text{ Па}.$$

Таким образом, во время проведения коррекции воронкообразной деформации грудной клетки посредством разворота чрезгрудинного фиксатора на 180° реберные хрящи испытывают давление, около 0,5 МПа, а костная ткань – порядка 10 МПа.

Известно, что хрящевая ткань является высокоэластичной структурой, благодаря чему возникающая при развороте имплантата деформация в реберных хрящах способствует исправлению формы передней стенки грудной клетки. Экспериментальные исследования показали, что величина максимальных напряжений, которые может выдержать хрящевая ткань превышает 5 МПа [4], что на порядок выше полученной по расчетным данным. Это свидетельствует о том, что разворот внутригрудинного имплантата на 180° может применяться с целью коррекции врожденной воронкообразной деформации грудной клетки без опасения нарушить целостность последней.

Выводы

1. При проведении коррекции воронкообразной деформации грудной клетки посредством разворота чрезгрудинного фиксатора на 180° без мобилизации грудинно-реберного комплекса основные напряжения приходятся на костную ткань.

2. Величина давления на реберные хрящи во время разворота чрезгрудинного имплантата составляет $\sim 0,5$ МПа, а на костную ткань ~ 10 МПа, что не превышает предела их прочности.

3. Разворот чрезгрудинного имплантата на

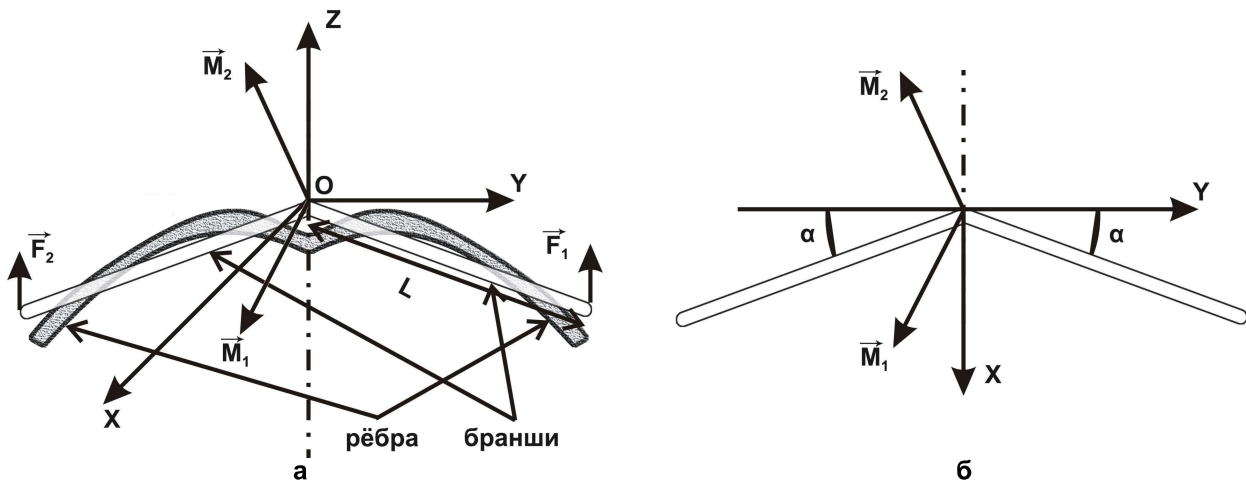


Рисунок 1

Векторная диаграмма сил действующих в системе «грудная клетка - имплантат» при развороте имплантата на 180°:

а) стереометрическая схема системы; б) схема системы в аксиальной плоскости

180° без мобилизации грудинно-реберного комплекса может применяться с целью коррекции врожденной воронкообразной деформации грудной клетки без опасения нарушить целостность последней.

2. Weber P.G., Huemmer H.P., Reingruber B. Forces to be overcome in correction of pectus excavatum // J Thorac Cardiovasc Surg. 2006. V. 132(6). P. 1369-1373.

3. Kaplan F.S., Hayes W.C., Keavney T.M., Boskey A. Form and function of bone. // Orthopaedic basic sciences.-2004, P.127-185.

4. Fung Y. C. Biomechanics: Mechanical properties of living tissues. New York, Springer-Verlag, 1990, 446 p.

Литература

1. Мезенцев А.А., Прочан М.В. Хирургическая коррекция воронкообразной деформации грудной клетки у детей с применением оригинального фиксатора // Ортопедия, травматология и протезирование. 2006, №4. С.22-26.

Поступила в редколлегию 20.08.2009

Исследование напряжений в системе «грудная клетка-фиксатор» при применении чрезгрудинной фиксации / Прочан М.В., Петренко Д.Е., Березняков А.И., Мезенцев А.А. // Медицина и... – 2009. – № 3. – С. 26-29

В статье представлены результаты изучения упругих напряжений, возникающих в реберных хрящах и костной ткани при повороте имплантата во время хирургической коррекции врожденной воронкообразной деформации грудной клетки. Выявлено, что при корригирующем маневре основная нагрузка приходится на реберные хрящи. При этом разворот чрезгрудинного имплантата на 180° без мобилизации грудинно-реберного комплекса может применяться с целью коррекции врожденной воронкообразной деформации грудной клетки без опасения нарушить целостность последней.

Дослідження напружень в системі «грудна клітка-імплантат» при використанні чрезгрудиної фіксації / М.В. Прочан, Д.Є. Петренко, А. І. Березняков, А.О. Мезенцев // Медицина і... – 2009. – № 3. – С. 26-29

В статті представлені результати вивчення пружних напружень, що виникають в реберних хрящах та кістковій тканині при розвороті імплантату під час хірургічної корекції лійкоподібної деформації грудної клітки. Встановлено, що при коригуючому маневрі основне навантаження передається на реберні хрящі. При цьому розворот імплантату на 180° без мобілізації грудино-реберного комплексу може бути використаним з ціллю корекції вродженої лійкоподібної деформації грудної клітки без порушення цілісності останньої.

Investigation of the stress in the “rib cage-implant” system for transthoracic fixation / M.V. Prochan, D.E. Petrenko, A.I. Bereznyakov, A.A. Mezentsev // Medicine and... – 2009. – № 3. – P. 26-29

Results of the elastic stress distribution in the rib cartilages during 180-degree turn for the funnel chest deformity correction are presented in the article. It was found that the most loaded zone during correction is the rib cartilages. 180-degree turn without sternal mobilization may be used for the funnel chest deformity correction and without damage of the chest.