DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2016.2.03
УДК 531/534:[57+61]

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЕСТЕСТВЕННОГО И ИСКУССТВЕННОГО ВСКАРМЛИВАНИЯ ДЕТЕЙ МЛАДШЕГО ВОЗРАСТА

В.М. Тверье

Кафедра теоретической механики и биомеханики Пермского национального исследовательского политехнического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: tverier_55@perm.ru

Аннотация. На формирование зубочелюстной системы наряду с генетическими и другими факторами большое влияние оказывают механические воздействия. Акт сосания является необходимым этапом развития и формирования зубочелюстной системы человека как многоблочной специализированной биомеханической системы. При искусственном вскармливании во многих случаях изменяется механическая нагрузка на блоки жевательного аппарата, что приводит к отклонению в развитии челюстно-лицевой области ребенка и отрицательно влияет на формирование височно-нижнечелюстных суставов. Дисфункция суставов может приводить к сдавливанию и нарушению прямолинейности внутренней сонной артерии. При этом нарушается питание головного мозга, что может вызвать одонтогенный инсульт, приводящий, по статистическим данным, к смерти в 57 % случаев. Неправильное искусственное вскармливание является первичным звеном в цепи функциональных нарушений, являющихся наиболее частыми этиологическими факторами проявления зубочелюстных аномалий. В данной работе на основе биомеханического моделирования разработаны режимы искусственного вскармливания (размеры отверстия в соске, форма соски и т.д.), позволяющие приблизить энергосиловые характеристики к величинам, наблюдаемым при естественном вскармливании, что приведет к снижению частоты появления зубочелюстных аномалий. Поэтому построенные модели естественного и искусственного вскармливания позволяют проводить исследования зубочелюстной системы с позиций биомеханики и открывают для педиатров и стоматологов новые возможности влияния на ее формирование во все периоды жизни ребенка. Благодаря этому можно добиться улучшения диагностики аномалий развития и приобретенных заболеваний с учетом отдаленных последствий врачебного вмешательства.

Ключевые слова: биомеханическое моделирование, зубочелюстная система, естественное и искусственное вскармливание, патология, височно-нижнечелюстной сустав, зубы, жевательный аппарат.

ВВЕДЕНИЕ

Построение биомеханической модели зубочелюстной системы человека в норме и при различных патологических процессах связано с применением фундаментальных наук (математики, механики) к анализу заболеваний и методов лечения этой системы, а также имеет важное теоретическое значение для объективизации наших знаний о структуре и функциях организма человека. В данной работе рассматривается процесс формирования зубочелюстной системы человека в период становления постоянного прикуса, начиная с сосания молока (от рождения

до возраста 16–18 лет). В период до возраста 6–8 месяцев основным фактором, влияющим на формирование зубочелюстной системы, являются механические усилия, возникающие во время сосания при естественном вскармливании. Под воздействием этих усилий происходят следующие изменения: 1) начинается прорезывание молочных зубов; 2) развиваются мышцы; 3) начинает формироваться височно-нижнечелюстной сустав (формируется бугорок сустава, отсутствующий у новорожденного). При искусственном вскармливании воздействие фактора усилий ослабевает и возникают различные отклонения в развитии зубочелюстной системы (недостаточный тонус лицевой мускулатуры, задержка в развитии и неправильное прорезывание молочных зубов, неправильный прикус, деформации челюсти, недоразвитие височно-нижнечелюстного сустава). При прорезывании молочных зубов, а в дальнейшем при становлении постоянного прикуса значительно изменяются нагрузки на зубочелюстную систему, связанные с изменением питания. Меняется диффузная от рождения структура костной ткани, окончательно формируется височно-нижнечелюстной сустав.

На основе изучения анатомии и физиологии зубочелюстной системы человека была построена ее биомеханическая модель как многофункциональной многоблочной биомеханической системы, проанализированы связи между блоками и другими элементами организма, в частности с шейным отделом позвоночника [9, 11, 12, 16]. В работах [8, 16, 17] проведен анализ механического давления как основного фактора развития и функционирования зубочелюстной системы человека в норме и при различных патологиях. В работе [14] экспериментально определены реологические свойства грудного молока и питательных смесей. Биомеханическое моделирование искусственного вскармливания проведено в работах [13, 15] с целью приблизить механические условия последнего к условиям функционирования зубочелюстной системы при естественном вскармливании. Для полного биомеханического описания процесса вскармливания необходимо построение математической модели в первую очередь естественного вскармливания. Теоретическое и практическое исследование искусственного вскармливания, основанное на моделировании процесса кормления грудью, позволило улучшить биомеханические условия искусственного вскармливания и свести к минимуму его отрицательное влияние на здоровье ребенка [13, 15, 24].

БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

Рассмотрим сначала модель естественного вскармливания. Подробное рассмотрение выведения молока в молочной железе и сравнение с функционированием сердечно-сосудистой системы позволило выделить ряд общих закономерностей и сделать вывод о возможности применения основных предположений из модели Франка для моделирования функции лактации у женщины [10, 18].

С учетом вязкоупругих свойств молочных протоков при построении модели сделаны следующие допущения:

1. Все крупные молочные протоки и цистерны объединены в один резервуар с эластичными стенками (рис. 1), который обладает переменной податливостью, а его гидравлическим сопротивлением пренебрегаем.
2. Система выводных молочных протоков в соске представляет собой недеформируемую трубку. Гидравлическое сопротивление этой трубки велико, а податливостью протоков в соске пренебрегаем.
3. Податливость резервуара и гидравлическое сопротивление выводных протоков в соске изменяются во времени.
4. Система протоков всегда заполнена молоком [2, 4].

Главным отличием в уравнениях от модели Франка для сердечно-сосудистой системы является зависимость от времени податливости резервуара и гидравлического сопротивления в соске.

Рис. 1. Схематичное изображение течения молока

В работах [4, 10, 18, 24] предполагается справедливость закона Пуазейля для данной задачи. В данной статье используется предположение о нестационарности течения и при решении закон Пуазейля заменяется на полученное ранее решение для зависимости объемного расхода молока от времени. Этот результат был получен при решении задачи о течении ньютоновской жидкости в жесткой трубке при перепаде давлений на входе и выходе [5]. Проведенное сравнение результатов решения стационарной задачи по закону Пуазейля и нестационарной задачи (рис. 2) показало, что нестационарность играет роль только в период установления течения (от 0 до 25 с), а затем течение устанавливается, и решения стационарной и нестационарной задач совпадают.

Рис. 2. Сравнение стационарного и нестационарного решений. Зависимость от времени осредненного по времени секундного объемного расхода молока

Составим систему уравнений, описывающих процесс течения молока в молочной железе:

$$\begin{aligned}\frac{dV}{dt} &= Q_{alv} - Q(t), \\ dV &= d(C \cdot P), \\ Q(t) &= \frac{P - P_{exit}}{W} \left(1 - 32 \sum_{m=1}^{\infty} \frac{1}{(\mu_m^{(0)})^4} \cdot e^{-\left(\frac{k \cdot \mu_m^{(0)}}{a}\right)^2 \cdot t} \right),\end{aligned}\quad (1)$$

где $\frac{dV}{dt}$ – скорость изменения объема резервуара; $Q_{alv}(t)$ – объемный расход молока, поступающего из альвеол; $Q(t)$ – расход молока в начале выводных протоков в соске молочной железы; dV – изменение объема крупных молочных протоков; $C(t)$ – эффективная податливость резервуара; $P(t)$ – давление в крупных молочных протоках; $P_{exit}(t)$ – давление на выходе из жесткой трубки (соска); $W(t)$ – гидравлическое сопротивление мелких протоков в соске молочной железы; μ – вязкость грудного молока, $\mu = 2 \cdot 10^{-3}$ Па·с; a – диаметр соска; $\mu_m^{(0)}$ – корни функции Бесселя нулевого порядка; k – квадратный корень из кинематической вязкости молока.

Первое уравнение системы (1) свидетельствует о том, что скорость изменения объема резервуара равняется разности расходов притока в него молока из альвеол и оттока в выводные протоки в соске молочной железы (условие несжимаемости жидкости). Второе уравнение отражает предположение, что изменение объема резервуара зависит от изменения податливости и давления молока в нем (закон Гука). Третье уравнение следует из предположения, что рассматривается нестационарное течение ньютоновской жидкости в цилиндрической трубке.

В системе уравнений (1) экспериментально известны функция расхода молока, вытекающего из соска, давление внутри цистерн и давление в ротовой полости ребенка во время естественного вскармливания [2]. Функции податливости для нормальной и тугой молочных желез были построены на основе этих экспериментальных данных.

Подставим построенную функцию $C(t)$ в первое уравнение системы (1), а затем из второго уравнения определим расход молока, поступающего из альвеол $Q_{alv}(t)$:

$$Q_{alv}(t) = Q(t) + \frac{d(C(t) \cdot P(t))}{dt}, \quad (2)$$

где $P(t)$ и $Q(t)$ – экспериментально известные функции, а функция $C(t)$ предложена исходя из физиологических и экспериментальных данных.

Полученные результаты удовлетворяют количественным представлениям о физиологических процессах, происходящих в молочной железе во время кормления. Из альвеол поступает молоко в больших количествах в первые минуты прикладывания ребенка к груди, так как оно накопилось в них в промежутке между кормлениями. Затем, после сокращения миоэпителия, молоко вырабатывается в секреторных клетках и накапливается в альвеолах до следующего сокращения. Со временем молока вырабатывается меньше, а паузы между сокращениями миоэпителия становятся больше.

В физиологии вскармливания известно, что часть молока запасена в молочной железе, а другая его часть вырабатывается во время вскармливания. Количественные значения при этом не известны. Установим с помощью полученных результатов эти величины.

Определим изменение объема молока, произведенного железой $\tilde{V}_{alv}$, и объема, полученного ребенком за все время кормления $\tilde{V}^*$.

$$\tilde{V}_{alv} = \int_0^T Q_{alv}(t) dt, \quad (3)$$

$$\tilde{V}^* = \int_0^T Q^*(t) dt. \quad (4)$$

График, представленный на рис. 3, наглядно демонстрирует, что в нормальной молочной железе 38 % молока, полученного ребенком, было накоплено до кормления, а остальное было выделено в альвеолах во время кормления. В то же время на рис. 4 видно, что в тугой молочной железе 11 % молока, полученного ребенком, было накоплено до кормления. Это значительно меньше значения для нормальной молочной железы. Тем не менее стоит заметить, что общий объем молока, полученный ребенком из тугой молочной железы, больше, чем объем, полученный из нормальной.

Рис. 3. График изменения объема молока в нормальной железе

Рис. 4. График изменения объема молока, поступившего из альвеол, и объема молока, поступившего в ротовую полость ребенка для тугой молочной железы

Основные отличия лактации, определяемые в результате расчетов для различных типов молочных желез, заключаются в следующем:

- давление в тугой молочной железе остается высоким во время всего кормления; это означает, что железа работает постоянно, в то время как в работе нормальной молочной железы в середине кормления наблюдается спад, поскольку ей необходимо время для того, чтобы вновь заполниться молоком;
- молоко из альвеол тугой железы поступает в больших количествах в середине кормления, из альвеол нормальной железы – в начале;
- тугая молочная железа менее податлива, чем нормальная молочная железа;
- оценка изменения функции объема показала, что к моменту начала кормления нормальная железа запасает больше молока, чем тугая; в тугой железе большее количество молока вырабатывается во время кормления;
- оценка радиуса соска показала одинаковые результаты для нормальной и тугой молочных желез; из этого следует, что радиус соска не зависит от типа молочной железы.

Данная модель может применяться для оценки нарушений естественного вскармливания, связанных с патологиями лактации.

Построенная модель позволила более детально изучить процесс естественного вскармливания и на его основе в дальнейшем модернизировать процесс искусственного вскармливания путем его полного моделирования для уменьшения его негативного влияния на здоровье ребенка. Доказано, что при моделировании искусственного вскармливания нет необходимости учитывать тип молочной железы, поскольку он не влияет на радиус отверстия в соске.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ИСКУССТВЕННОГО ВСКАРМЛИВАНИЯ

При моделировании искусственного вскармливания [13, 15] рассматривается область, в которую включены ротовая полость ребенка, отверстие в соске и соска с одним круглым отверстием. Непосредственно бутылочка не рассматривается (так как размеры бутылочки на несколько порядков больше размеров отверстия и течение будет определяться только близко лежащей зоной – соской). Основными параметрами этой области являются размер отверстия в соске d , толщина соски h , длина всей области, которая включает в себя длину самой соски и ротовую полость ребенка L (рис. 5).

Предполагается, что нагрузка при искусственном вскармливании должна быть такая же, как при кормлении грудью, или же максимально близкая к ней, поэтому на границе задается экспериментально известное изменение давления внутри ротовой полости у ребенка при естественном вскармливании [23]. Давление в бутылочке можно считать равным атмосферному, так как воздух периодически поступает в бутылочку.

Рассматривается течение жидкости за определенный промежуток времени $t \in (0, T)$ в области с определенными параметрами (d, h, L) , на границах этой области задано изменение давления. Варьируя главным образом значение диаметра отверстия, получим объем молока $\tilde{V}(t)$ в зависимости от времени, интегральная величина которого должна минимально отличаться от соответствующего значения, экспериментально известного [22] для естественного вскармливания $\tilde{V}^*(t)$:

$$\int_0^T [\tilde{V}(t) - \tilde{V}^*(t)]^2 dt \rightarrow \min_{h, d, v} . \quad (5)$$

Нужно решить задачу гидродинамики для нестационарного течения вязкой несжимаемой жидкости через короткий капилляр, так как толщина стенки соски и диаметр отверстия – величины одного порядка. Течение такого вида имеет области около сужения, где образуется вихрь, и значительно отличается от течения Пуазейля [20, 21]. В модели упругость соски не учитывается. Рассмотрено осесимметричное течение ньютоновской жидкости в цилиндрической области с локальным сужением (см. рис. 5) с заданным давлением на границах (Γ_1 – Γ_4). Подробные постановка задачи и ее решение рассмотрены в работах [13, 15]. Реологические свойства грудного молока и питательных смесей определены в [14].

Искусственное вскармливание – сложный нестационарный процесс, который, с одной стороны, обеспечивает ребенка необходимыми продуктами питания, с другой стороны, закладывает основы для развития челюстно-лицевой области. Исследования [3, 4, 7] показали, что, как правило, нагрузка на жевательный аппарат при искусственном вскармливании недостаточна и ведет к различного рода отклонениям в его формировании. Основной причиной этого является неправильный выбор соски для кормления. Современные соски производятся разными по форме, с отверстиями различного диаметра, величина которых, как правило, определяется экспериментально. Модель искусственного вскармливания позволяет теоретически, с точки зрения гидродинамики, обосновать выбор той или иной соски для каждого типа жидкости (грудное молоко или сок), учитывая необходимость создавать такое же разрежение в полости рта, как и при естественном вскармливании, и получать определенный объем жидкости.

Для индивидуального подбора соски необходимы дополнительные измерения разрежения в полости рта ребенка во время сосания. Тогда, используя модель искусственного вскармливания, можно определить аналитическую зависимость объема жидкости $\tilde{V}(t, d, h)$. Для нахождения диаметра отверстия соски найдем минимум функционала (5) для разных промежутков кормления (рис. 6).

В соответствии с полученными данными диаметра и времени кормления из графика функции объема в плоскости переменных d и t при фиксированном h можно определить интересующий объем молока (рис. 7).

При решении задачи использовались данные изменения давления в ротовой полости у здорового ребенка в возрасте 1,5 месяцев. В этом случае время кормления составило 14,35 минуты, при определении минимума функционала (5) диаметр равен 0,44 мм (толщина стенки соски – 1,5 мм). Кроме того, рассчитаны минимумы функции J для промежутков времени кормления ($t = 5$ и 10 мин) и определены диаметры отверстия в соске: $d = 0,66$ и 0,54 мм соответственно.

На рис. 7 определяем интересующий объем молока – 150 мл, что соответствует экспериментальным данным для этого случая [23] и нормам, рекомендованным педиатрами для данного возраста [1].

Рис. 5. Рассматриваемая область для модели искусственного вскармливания

Для методики определения индивидуальных параметров искусственного вскармливания необходимы следующие данные:

- комплексный диагноз состояния ребенка;
- определение изменения давления в зависимости от времени в ротовой полости ребенка и количества полученной пищи;
- время кормления, назначенное врачом в соответствии с диагнозом и возрастом ребенка, с учетом индивидуальных особенностей.

Методика:

1. По данным давления в ротовой полости у ребенка определяется функция объема $\tilde{V}(t, d, h)$.

2. Находится минимум функционала (5), рис. 6, т.е. определяется диаметр отверстия в зависимости от времени кормления.

3. На графике функции объема в плоскости переменных d, t вычисляется объем молока (см. рис. 7).

4. Если полученный объем сильно отличается от рекомендуемого педиатром (норма объема молока за одно кормление в соответствии с возрастом), то в этом случае конструкция соски не удовлетворяет требованиям и должна быть изменена.

Рис. 6. Определение оптимального диаметра d для разных промежутков кормления

Рис. 7. График функции объема, мл, в плоскости переменных d и t

В модели искусственного вскармливания использовались данные для здоровых детей в возрасте 1,5 месяцев. Согласно исследованиям [7] интенсивность сосания у здоровых детей в возрасте 1,5–5,0 месяцев изменяется незначительно. Следовательно, приведенные результаты могут быть использованы для определения параметров искусственного вскармливания для здоровых детей в возрасте 1,5–5,0 месяцев.

Построена модель искусственного вскармливания: разработаны алгоритмы решения задачи моделирования течения питательных смесей с целью приближения биомеханических условий искусственного вскармливания к условиям естественного; установлены основные закономерности течения молока; выделены основные параметры, определяющие процесс искусственного вскармливания.

На основе моделирования искусственного вскармливания разработана методика определения его параметров (диаметр отверстия и толщина стенки соски). При выбранных параметрах во время искусственного вскармливания ребенок прикладывает такие же усилия, как при естественном, получая такой же объем молока. Методика может применяться для индивидуального подбора параметров искусственного вскармливания, а также для ослабленных детей.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Рассмотренный многоблочный подход к биомеханическому моделированию зубочелюстной системы, а также взаимосвязь этой системы с другими системами организма человека свидетельствуют о том, что результаты данной работы можно рассматривать в рамках концепции виртуального физиологического человека – методологической и технологической структуры, которая в будущем сделает возможным исследование человеческого тела как единой комплексной системы. Такой подход позволил построить модели искусственного и естественного вскармливания, которые можно использовать не только в физиологии лактации и вскармливании, но и во врачебной практике.

БЛАГОДАРНОСТИ

Автор благодарит О.С. Гладышеву за проведение расчетов параметров для тугей молочной железы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аверьянова Н.И., Гаслова А.А. Как воспитать здорового ребенка. – Пермь: Изд-во ПГМА, 2001.
2. Алексеев Н.П., Ярославский В.К., Гайдуков С.Н., Ильин В.И., Спесивцев Ю.А., Тихонова Т.К., Кулагина Н.Б. Роль вакуумных и тактильных стимулов в процессе выведения молока из молочной железы // Физиологический журнал им. И.М. Сеченова. – 1994. – № 9. – С. 67–74.
3. Ахмедов А.А., Гусейнов Е.Г., Аскеров С.Б. Частота зубочелюстных аномалий у детей, находящихся на искусственном вскармливании // Стоматология. – 1986. – № 1. – С. 79–81.
4. Булгакова М.И., Симановская Е.Ю., Няшин Ю.И., Тверье В.М. Биомеханика вскармливания детей раннего возраста // Российский журнал биомеханики. – 2003. – Т. 7, № 4. – С. 9–21.
5. Громека И.С. Теории движения жидкости в узких цилиндрических трубках // Собрание сочинений. – М.: Изд-во АН СССР, 1952. – 220 с.
6. Закс М.Г. Молочная железа. Нервная и гормональная регуляция ее развития и функции. – М.: Наука, 1964. – 276 с.
7. Новожилова Т.П. Состояние зубочелюстной системы у детей, родившихся с задержкой внутриутробного развития: автореф. дис. ... канд. мед. наук. Пермь, 1992.
8. Няшин Ю.И., Тверье В.М., Лохов В.А., Менар М. Височно-нижнечелюстной сустав человека как элемент зубочелюстной системы: биомеханический анализ // Российский журнал биомеханики. – 2009. – Т. 13, № 4. – С. 7–21.

9. Тверье В.М., Симановская Е.Ю., Няшин Ю.И. Биомеханическое давление, сопутствующее формированию зубоальвеолярного блока у человека // Российский журнал биомеханики. – 2005. – Т. 9, № 3. – С. 9–15.
10. Тверье В.М., Шмурак М.И., Симановская Е.Ю., Няшин Ю.И. Моделирование нормальной функции лактации человека // Российский журнал биомеханики. – 2005. – № 1. – С. 9–18.
11. Тверье В.М., Симановская Е.Ю., Няшин Ю.И. Атрофический синдром, связанный с изменениями биомеханического давления в зубочелюстной системе человека // Российский журнал биомеханики. – 2006. – Т. 10, № 1. – С. 9–14.
12. Тверье В.М., Симановская Е.Ю., Еловицова А.Н., Няшин Ю.И., Киченко А.А. Биомеханический анализ развития и функционирования зубочелюстной системы человека // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 4. – С. 84–104.
13. Тверье В.М., Шмурак М.И., Симановская Е.Ю., Няшин Ю.И. Биомеханическое моделирование искусственного вскармливания детей раннего возраста // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 3. – С. 54–61.
14. Тверье В.М., Шмурак М.И., Няшин Ю.И., Симановская Е.Ю. Экспериментальное определение реологических свойств продуктов питания детей раннего возраста // Российский журнал биомеханики. – 2008. – Т. 12, № 2. – С. 23–31.
15. Тверье В.М., Шмурак М.И., Няшин Ю.И. Методика определения параметров искусственного вскармливания детей на основе биомеханического моделирования // Российский журнал биомеханики. – 2009. – Т. 13, № 4. – С. 54–64.
16. Тверье В.М. Биомеханическое моделирование онтогенеза зубочелюстной системы человека // Материалы XI Всероссийского съезда по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики, 20–24 августа 2015. – Казань, 2015. – С. 3684–3686.
17. Тверье В.М., Няшин Ю.И., Никитин В.Н., Оборин Л.Ф. Механическое давление как основа биомеханического моделирования зубочелюстной системы человека // Российский журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 1. – С. 24–35.
18. Шмурак М.И., Тверье В.М., Симановская Е.Ю., Няшин Ю.И. Биомеханическое моделирование функции молочной железы // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Т. 8, № 3. – С. 9–18.
19. Финадеева Е.В., Дворяковский И.В., Сударова О.А., Кулагин М.С. Сравнительное исследование грудного и искусственного вскармливания детей методом ультразвукового сканирования // Стоматология. – 1990. – № 2. – С. 70–73.
20. Lee J.S., Fung Y.C. Flow in locally constricted tubes at low Reynolds numbers // Journal of Applied Mechanics. – 1970. – March. – P. 9–16.
21. Liou R.J., Clark M.E., Robertson J.M., Cheng L.C. Three-dimensional simulation of steady flow past a partial stenosis // J. Biomechanics. – 1981. – Vol. 14, № 5. – P. 325–337.
22. Lukas A., Lukas P.J., Baum J.D. Pattern of milk flow in breast-fed infants // Lancet. – 1979. – P. 57–58.
23. Prieto C.R., Cardenas H., Salvatierra A.M., Boza C., Croxatto H.B. Sucking pressure and its relationship to milk transfer during breastfeeding in humans // Journal of Reproduction and Fertility Ltd. – 1996. – P. 69–74.
24. Tverier V.M., Simanovskaya E.Y., Nyashin Y.I., Shmurak M.I., Podgaets A.R. Biomechanical description of the breast feeding // Journal of Biomechanics. – 2006. – Vol. 39. Abstracts of the 5th World Congress of Biomechanics. Munich, Germany. – P. 636.

BIOMECHANICAL FUNDAMENTALS OF BREAST AND ARTIFICIAL FEEDING IN INFANTS

V.M. Tverier (Perm, Russia)

Mechanical action has a great influence upon the formation of the maxillofacial system along with genetical and other factors. The suction act is a necessary stage of the human maxillofacial system development and formation as the multiunit specialised biomechanical system. At artificial feeding, the mechanical loading on the units of the masticatory apparatus in many cases is varied that leads to a diversion in development of the maxillofacial region of the infant and has negative impact on the temporomandibular joint formation. Dysfunction of joints can result to squeezing and disturbance of straightness of

the interior carotid artery. The disturbance of the brain trophism can invoke the odontogenous stroke leading under the statistical data to death in 57 % cases. Incorrect artificial feeding is a primary part in a chain of the functional disturbances, which are the most frequent etiological factors of dentoalveolar anomalies. On the basis of biomechanical modelling, the conditions of artificial feeding were developed in the given work (the dimensions of a hole in a nipple, the nipple shape, etc.), that allowing to approach energy-power characteristics to the quantities observed at the breast feeding that will lead to reduction of frequency of dentoalveolar anomalies. Therefore, the constructed models of breast and artificial feeding allow conducting examinations of the dentoalveolar system from the viewpoint of biomechanics and unclose for pediatricians and dentists the new possibilities to influence on its formation in all periods of the child life. It allows us to achieve enriching of diagnostics of anomalies of development and acquired diseases taking into account the remote consequences of a medical intervention.

Key words: biomechanical modelling, maxillofacial system, breast and artificial feeding, pathologies, temporomandibular joint, teeth, masticatory apparatus.

Получено 10 июня 2016