

DOI: 10.34921/amj.2024.1.011

ÜST ÇƏNƏNİN BIOMEXANİKİ SİSTEMİNİN GƏRGİNLƏŞMƏ-DEFORMASIYA VƏZİYYƏTİ VƏ ONUN TRAVMA ZAMANI DİŞLƏRİN İMMOBİLİZASIYASINA TƏSİRİ

T.A.Kovtun, V.P.Yefimenko, İ.L.Çexova*A.A.Boqomolets adına Milli Tibb Universitetinin Cərrahi Stomatologiya və
Uşaq üz-çənə cərrahlığı kafedrası, Kiyev, Ukrayna*

Xülasə. Məqalədə həyəcənlanma-deformasiya vəziyyətində üst çənənin diş sırasının şinləşdirilmiş konstruksiya ilə fiksasiyasının biomexaniki sistemini (BS) piyazi modelləşdirmə üsulu ilə öyrənmək məqsədilə aparılmış tədqiqat işi haqqında məlumat verilmişdir.

Tədqiqat zamanı 369 uşağın xəstəlik tarixlərinin retrospektiv analizi aparılmışdır. Xəstə uşaqlar 2020-2022-ci illər ərzində 7 №-li travmatoloji məntəqəyə müraciət edənlər arasından seçilmişdir. Dişlərin müxtəlif növ travmalarının rentgenoqrafiya, ortopantomografiya, konus-şüalı kompüter-tomoqrafiya nəticələri təhlil edilmişdir. CATIA tədqiqat paketinin CAD cöstəriciləri üzrə üst çənənin dişlərlə birgə üçölçülü sərt modelləri hazırlanaraq tədqiq edilmişdir.

Üst çənənin diş sırası ilə birgə şinləşdirilmiş konstruksiyasının biomexaniki sisteminin 3 imitasion modeli hazırlanaraq gərginləşdirici-deformasiyaedici vəziyyət modelləşdirilmişdir.

Tədqiqat göstərmişdir ki, BS-nin birinci modelinin yerdəyişmə və gərginlinin səviyyəsi ikinci və üçüncü sistemlərlə müqayisədə daha aşağı olur. Bu, birinci modelin daha optimal olduğunu göstərir. İmmobilizasiya üçün daha əlverişli şərait yaratmaqdan ötrü diş köklərinin formalaşma dərəcəsi, dişlər arasında kontaktın vəziyyəti, travmaya məruz qalmış dişlərə və sümüyə düşən yükün fizioloji yayılmasının şinləşdirici sistemə ən azı iki stabil dişin (travmalı dişlər nəzərə alınmadan) daxil olmasının lazım gəldiyi nəzərə alınmalıdır. Mərkəzi kəsici dişlərə daha çox yük düşdüyünə görə travmaların müalicəsi zamanı onların dişləmə prosesində iştirakdan kənarlaşdırılmasına ehtiyac yaranır.

Açar sözlər: dişlərin travması, gərginləşdirici-deformasiyaedici vəziyyət, biomexaniki sistem, üst çənə, şinləşdirici konstruksiya

Ключевые слова: травмы зубов, напряжённо-деформированное состояние, биомеханическая система, верхняя челюсть, шинирующая конструкция

Key words: dental trauma, stress-strain state, biomechanical system, upper jaw, splinting structure

НАПРЯЖЁННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ВЕРХНЕЙ ЧЕЛЮСТИ И ЕГО ВЛИЯНИЕ НА ИММОБИЛИЗАЦИЮ ЗУБОВ ПРИ ТРАВМЕ

Т.А.Ковтун, В.П.Ефименко, И.Л.Чехова*Кафедра хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии детского возраста
Национального медицинского университета имени А.А.Богомольца, г. Киев, Украина*

В статье представлены результаты математического моделирования биомеханической системы (БС) верхней челюсти с шинирующей конструкцией фиксации зубного ряда, проведенного с целью изучения напряжённо-деформированного состояния.

Исследования проводились на основе ретроспективного анализа 369 историй болезни детей, которые обратились за помощью в травматологический пункт ДКБ №7 в 2020-2022 годах с разными видами травм зубов, данных рентгенологического обследования (денальный снимок, ортопантомография, конусно-лучевая компьютерная томография), созданных трёхмерных твердотельных моделей верхней челюсти с зубами и шиной в CAD пакете CATIA.

Проведено моделирование напряжённо-деформированного состояния для имитационных моделей трёх БС верхней челюсти с шинирующей конструкцией зубного ряда.

Исследования показали, что первая модель БС показала самые низкие значения перемещений и напряжений по сравнению со второй и третьей системами, что дало возможность определить её как оптимальную. Для создания благоприятных условий иммобилизации следует учитывать степень сформированности корней, наличие контактов между зубами, физиологическое распределение нагрузки на травмированные зубы и кость, включение в шинирующую систему не менее двух стабильных зубов (не учитывая травмированных). Наиболее перегруженными являются центральные резцы, что объясняет необходимость выведения их из прикуса.

При иммобилизации травмированных зубов возникают нагрузки и напряжения в опорных структурах, что является фактором риска для восстановления их функционального состояния [1-4]. В последние годы, для анализа окклюзионных нагрузок на зубы и окружающую кость обычно применяют метод конечно-элементного анализа [5-7]. Это эффективный метод исследования напряжений, так как позволяет «моделировать» биологическую систему, состоящую из различных тканей/структур (например, зуб, периодонтальная связка, окружающая кость, шинирующая система), определяя свойства ее компонентов и поведение при заданных нагрузках и условиях [8-11].

Цель работы – изучить распределение нагрузок в биомеханической системе верхней челюсти с шинирующей системой и, на основании полученных данных, улучшить условия восстановления анатомо-функциональной способности травмированных зубов у детей.

Материалы и методы исследования. Объектом исследования стали 369 историй болезней и данные КТ детей с травмами зубов, которые обратились за помощью в травматологический пункт ДКБ №7 – клиническую базу кафедры хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии детского возраста Национального медицинского университета имени А.А.Богомольца за последние три года. Всем детям проведен клинический осмотр и рентгенологическое обследование (в зависимости от количества травмированных зубов и местного статуса – дентальный снимок, ОПТГ, конусно-лучевая компьютерная томография), оценены состояние периапикальных тканей и периодонта травмированных зубов, наличие повреждения альвеолярной кости в области травмы. Под соответствующим обезболиванием проведена репозиция травмированных зубов по

общепринятым правилам к линии зубной дуги и иммобилизация их с помощью проволочно-фотополимерной шины, фиксированной в проекции экватора коронок зубов. На основании данных были созданы трёхмерные компьютерные модели биомеханической системы (БС) верхней челюсти с шинирующей системой фиксации зубного ряда, каждая из которых соответствовала одной клинической группе пациентов.

Методика и алгоритм имитационного математического моделирования напряжённо-деформированного состояния (НДС) БС использовались на моделях БС верхней челюсти с шинирующей конструкцией зубного ряда. Адекватность модели характеризовалась достоверностью данных по моделям геометрии, материалов, нагрузке и гипотезам, которые вкладывались в модель. Достоверность характеристик материалов определялась данными экспериментальных исследований по изучению их механических свойств. Достоверность геометрии определялась по данным снимков КТ с предположениями о неоднородности материалов и толщин отдельных структур. При постановке задачи применялись гипотезы механики деформированного твёрдого тела, в основу которых заложены входные параметры, наиболее близкие к реальному объекту. Воспроизведение пространственной геометрии биологического объекта верхней челюсти с зубами было произведено на основе данных снимков КТ по соответствующим значениям величин Хаунсфилда. Пористая, неоднородная структура костной ткани аппроксимирована кортикальным и губчатым слоями, для моделей зубов выделены слои эмали, дентина и периодонтальной связки.

Воспроизведение трёхмерной твердотельной модели верхней челюсти с зубами и шиной проведено в CAD пакете CATIA [11]. В рамках поставленной задачи имитирована геометрия верхней челюсти здорового ребёнка с симметричным расположением передних 6 зубов: по три с правой и левой стороны от сагиттальной плоскости (рис. 1).

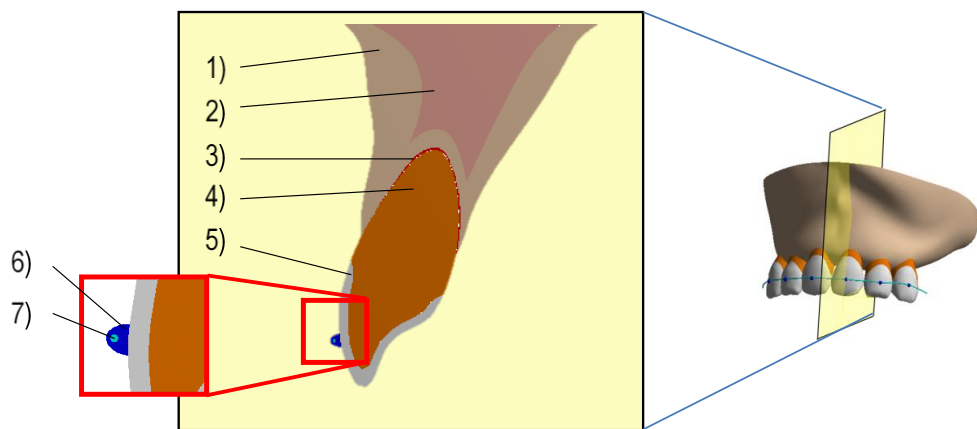


Рис. 1. Твёрдотельная компьютерная биомеханическая модель верхней челюсти с шинирующей конструкцией зубного ряда: 1) кортикальная кость; 2) губчатая кость; 3) периодонтальная связка; 4) дентин; 5) эмаль; 6) клей; 7) металлическая проволока

Результаты исследования и их обсуждение. На основании анализа 369 историй болезней детей с травмами зубов были сформированы три клинические группы с учётом местного статуса по количеству зубов, окружающих травмированный зуб в сменном прикусе и степени сформированности их корней. Первую группу – 38,5% случаев ($n=142$) – составили пациенты с четырьмя резцами верхней челюсти, которые имели корень с незавершённым формированием (наличие 95% всей длины корня), при отсутствии клыков. Вторую группу – 31,5% случаев ($n=116$) – составляли пациенты, у которых в сменном прикусе длина корней четырех постоянных зубов верхней челюсти составляла 70% (корень на стадии роста), а корни временных клыков сохранили полную длину. В третью группу – 30% случаев ($n=111$) – вошли пациенты с при-

кусом на этапе смены временных латеральных резцов (постоянные латеральные резцы ещё не прорезались). Центральные резцы ещё не прорезались. Центральные два постоянных резца имели 70% длины корня (корень на стадии роста), а у временных клыков корень сохранялся по всей длине. В каждой группе детей были травмированы один или два центральных резца. На основании этих данных были созданы три трёхмерные компьютерные модели БС верхней челюсти с шинирующей системой фиксации зубного ряда. Все модели БС состояли из фронтального отдела верхней челюсти и включали в себя часть альвеолярного отростка и зубы фронтальной группы. Модели различались по количеству зубов и длине их корня.

Первая модель БС включала четыре постоянных резца, которые имеют корни с незавершённым апексогенезом (95% длины) и расположены друг возле друга (рис. 2).

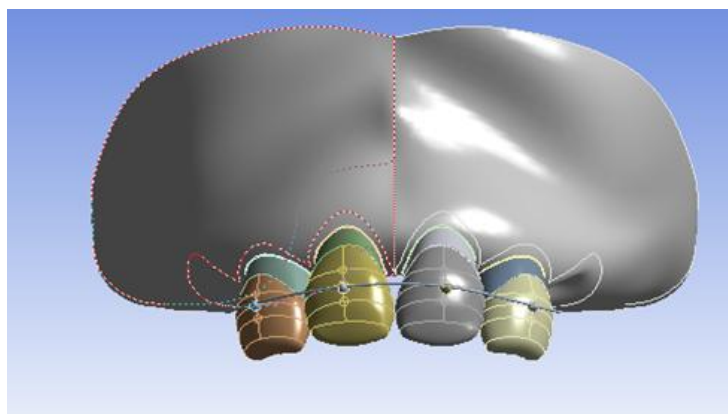


Рис. 2. Первая модель БС – 4 зуба фронтального участка верхней челюсти, расположены друг возле друга

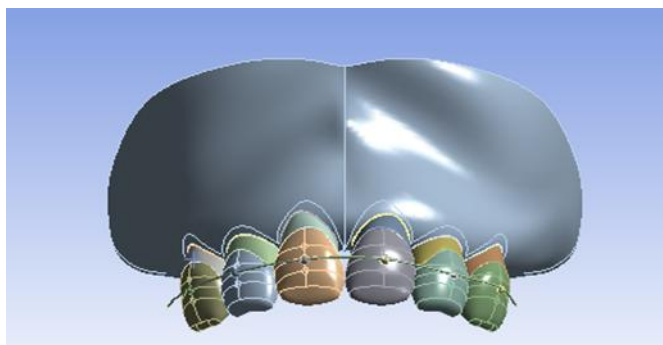


Рис. 3. Вторая модель БС – шесть зубов фронтального участка верхней челюсти, расположены друг возле друга.

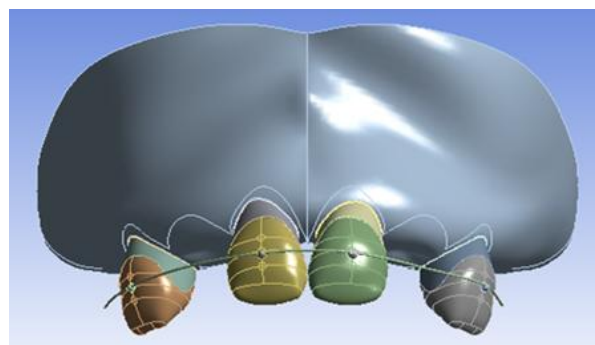


Рис. 4. Третья модель БС – фронтальный участок верхней челюсти с двумя центральными постоянными резцами (корень на стадии роста – 70% длины) и временными клыками (100% длины корня).

Вторая модель (рис. 3) включала шесть зубов, расположенных друг возле друга, у которых длина корней четырех центральных постоянных резцов составляет 70% длины, а временных клыков – 100%.

Третья трёхмерная модель содержала два центральных постоянных резца, с длиной корня 70% и временные клыки (корень 100% длины). Латеральные резцы отсутствуют (рис. 4).

На этих моделях БС изучались показатели напряжённо-деформированного состояния (НДС) путем математического моделирования.

Первая и третья биомеханические модели состояли из 19 структурных элементов, а вторая – из 27. Для всех моделей в программном комплексе ANSYS Workbench в полуавтоматическом режиме были сформированы условия жёсткого контакта для смежных тел. Выполнена конечно-элементная дискретизация в полуавтоматическом режиме с использованием контактных десяти-узловых пирамидальных 3D SOLID187 конечных элементов. В среднем каждая конечно-элементная модель насчитывала 290315 узлов и 152759 пирамидальных конечных элементов (рис. 5).

Изотропные механические характеристики материалов структурных частей биомеханической системы получены по данным литературных источников.

В данной работе рассмотрены два крайних физиологически возможных варианта направлений функциональной силовой нагрузки зубов для моделей БС верхней челюсти с шинирующей конструкцией зубного ряда. Направление действия векторов усилий определено локальными системами координат, расположенными на соответствующих участках зубов. Нагрузки представлены "сжимающим" P_{zi} и "сгибающим" P_{yi} векторами усилий (рис. 6).

Для данного исследования суммарная сила прикуса была принята за единицу. Модели нагрузки характеризовались относительными величинами усилий, рассчитанных, используя жевательные коэффициенты по Агапову. Распределение усилий на зуб для моделей дано в таблице 1.

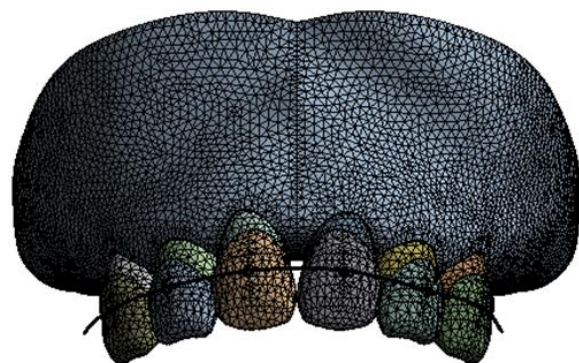


Рис. 5. Трёхмерная конечно-элементная модель БС.

Таблица 1. Распределение усилий для моделей БС

Модель	Номер зуба	Жевательный коэффициент по Агапову	Коэффициент нагрузки на зуб
1	1	2	0.08
	2	1	0.04
2	1	2	0.08
	2	1	0.04
	3	3	0.12
3	1	2	0.10
	3	3	0.14

Оценка адекватности результатов компьютерного математического моделирования напряжённо-деформированного состояния БС проведена в процессе проверок полноты и корректности входящих данных дискретной модели, корреляции расчётных нагрузок, напряжений и деформаций с эмпирическими и литературными данными.

Проведено моделирование напряжённо-деформированного состояния (НДС) для имитационных моделей трёх БС верхней челюсти с шинирующей конструкцией зубного ряда. Так как по условию задачи модели нагрузки представлены векторами единичных усилий, анализируя полученные расчётные результаты, можно оценить качественные характеристики полей напряжений и полей перемещений.

Если рассматривать нагрузку P_{yi} (изгиб) и P_{zi} (сжатие) как векторы, приложенные к телу в одной точке, то согласно аксиоме параллелограмма сил, равнодействующая векторов будет направлена снизу-вверх и изнутри-наружу (рис. 7).

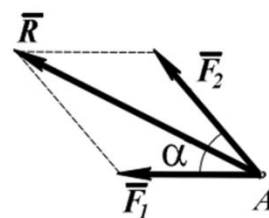


Рис. 7. Параллелограмм сил

Такое действие нагрузки на сжатие и изгиб соответствует движениям нижней челюсти на травмированные зубы верхней челюсти, которые при этом перемещаются вперёд, что способствует их вывихиванию. Это, в свою очередь, создает условия, ухудшающие восстановление анатомо-функциональной способности травмированных зубов в зоне нагрузки.

Полученные результаты максимальных величин перемещений и напряжений моделей БС свидетельствуют о неоднородности их распределения в разных участках (табл. 2).

Установлено, что наибольшая суммарная деформация в первой модели БС приходится на нижнюю треть коронок центральных резцов – $77,758E-09$ м, менее всего деформируются пришеечные участки боковых резцов – $17,28E-09$ м (рис. 8).

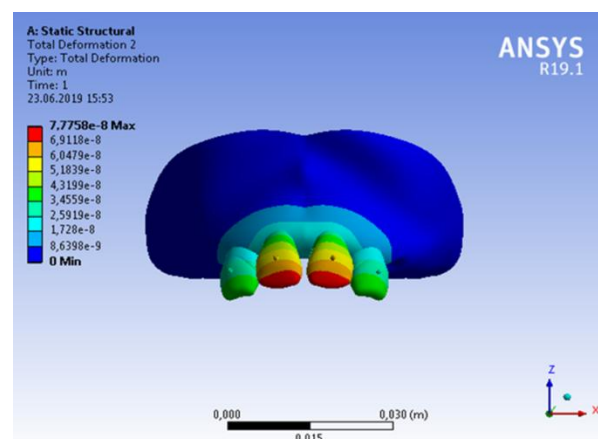


Рис. 8. Поля распределения перемещений первой модели биомеханической системы

Таблица 2. Максимальные величины перемещений и напряжений зубов 1,2,3 моделей БС

Модель	P_z сжатие		P_{yi} изгиб	
	Деформация (м)	Напряжение (Па)	Деформация (м)	Напряжение (Па)
1	9,85E-09	5959,9	77,8E-09	20195
2	10,5E-09	8147,9	92,1E-09	23716
3	12,5E-09	10303	104E-09	28986

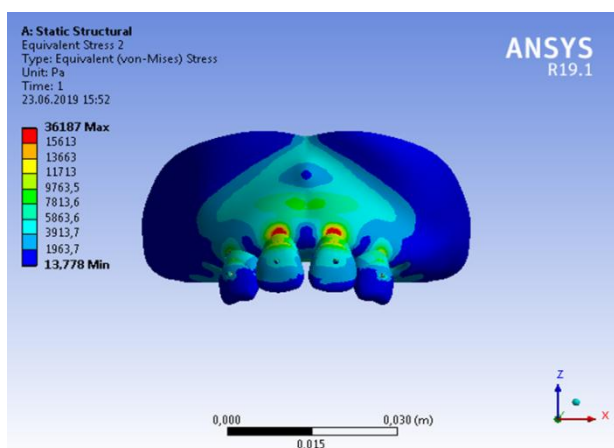


Рис. 9. Поля распределения эквивалентных (по Мизесу) напряжений первой модели биомеханической системы

Поля распределения эквивалентных (по Мизесу) напряжений на зубы под действием сжимающего (P_{zi}) вектора усилий составляет 5959,9Па, тогда как под действием изгибающего (P_{yi}) вектора этот показатель в 3,3 раза больше – 20195Па. Наибольшее суммарное напряжение испытывают пришеечные участки центральных резцов – 9763,5 Па, а наименьшего режущий край центральных и нижняя треть коронки латеральных резцов – 13,778 Па (рис. 9).

Полученные данные свидетельствуют, что в нижней трети коронки травмированных резцов возникают условия наибольшей деформации, то есть перемещение коронки зуба, что в свою очередь приводит к возникновению наибольшего напряжения в пришеечном участке зуба. Вместе эти механические явления в БС приводят к нарушению равновесия в ней, что может привести к изменению положения и взаимосвязей с окружающими структурами и существенно повлиять на состояние всей БС.

Во второй модели БС действие сжимающего (P_{zi}) вектора усилий приводит к деформации зубов в $10,5E-09$ м, тогда как под действием сгибающего (P_{yi}) вектора нагрузки поля перемещения в 8,7 раз больше, и составляют $92,1E-09$ м. При этом наибольшая суммарная деформация приходится на всю мезио-апроксимальную часть коронок травмированных центральных резцов – $10,546E-09$ м, что связано, по-

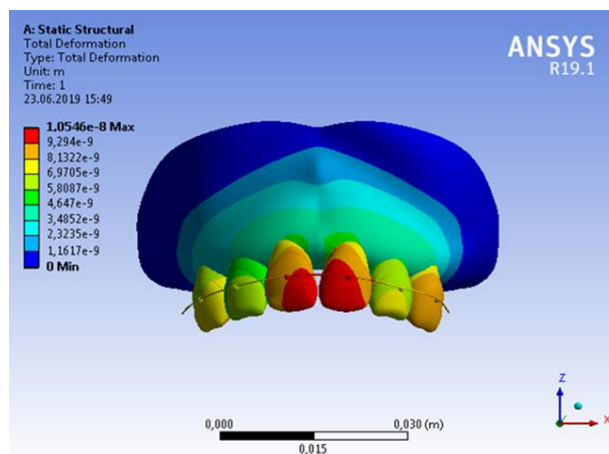


Рис. 10. Поля распределения перемещений второй модели биомеханической системы

видимому, с меньшей площадью контакта с костью несформированного корня резца (рис.10).

Поля распределения эквивалентных (по Мизесу) напряжений на зубы под действием сжимающего (P_{zi}) вектора усилий составляет 8147,9Па, а под действием изгибающего (P_{yi}) вектора этот показатель в 2,9 раза больше – 23716Па (рис. 11).

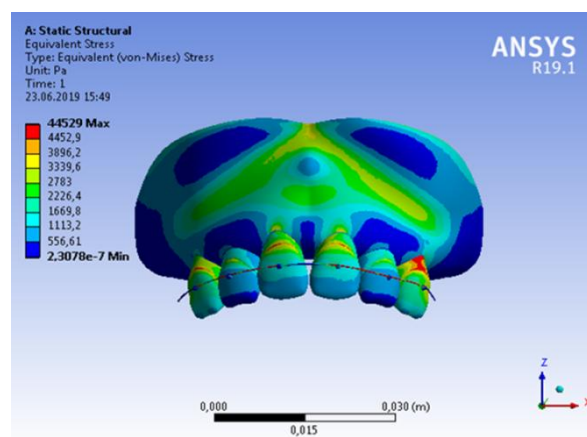


Рис. 11. Поля распределения эквивалентных (по Мизесу) напряжений второй модели биомеханической системы

Наибольшие концентрации эквивалентных (по Мизесу) напряжений определяются в пришеечных участках клыков – 44529 Па, а наименьшие – на режущих поверхностях латеральных резцов – 556,61Па. Такие данные могут быть связаны с анатомическим строением зубной дуги и положением клыков в альвеолярной кости верхней челюсти.

Нагрузка под действием сжимающего (Pzi) вектора усилий третьей модели БС приводит деформации зубов в $12,5E-09$ м, а сгибающего (Pyi) вектора нагрузки – $104E-09$ м, что в 8,3 раза больше. При этом наибольшая суммарная деформация приходится на нижнюю треть коронок центральных резцов – $104E-09$ м (рис.12).

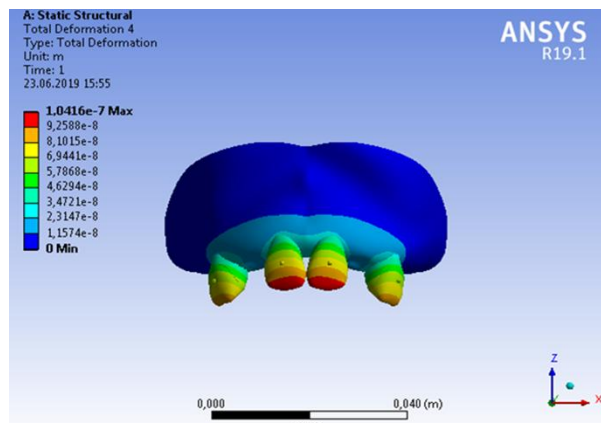


Рис.12. Поля распределения перемещений третьей модели биомеханической системы

Поля распределения эквивалентных (по Мизесу) напряжений на зубы под действием сжимающего (Pzi) вектора усилий составляет 8147,9Па, тогда как под действием сгибающего (Pyi) вектора этот показатель в 2,9 раза больше – 23716Па (рис.13).

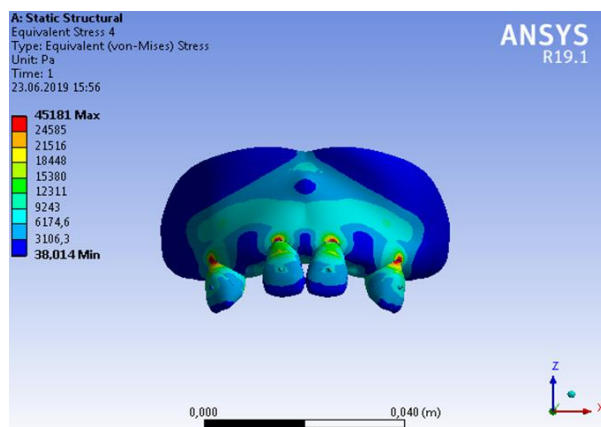


Рис.13. Поля распределения эквивалентных (по Мизесу) напряжений третьей модели биомеханической системы

Сравнительный анализ результатов расчётов трёх моделей БС показал, что при действии сгибающей и сжимающей нагрузок первая система имеет наиболее низкие показатели перемещения. Так, показатели

полей распределения перемещений под действием сжимающего (Pzi) вектора усилий приводит к наибольшей деформации зубов третьей модели БС – $12,5E-09$ м. Это в 1,19 раза больше, чем нагрузка на зубы во второй модели БС и в 1,26 раза - чем у первой модели БС. Под действием сгибающего (Pyi) вектора наибольшую нагрузку испытывают зубы третьей модели БС, а наименьшую - первой – в 1,3 раза. Под действием нагрузки на изгиб (Pyi) зубы испытывают в среднем в 8,32 раза большую нагрузку, чем под действием сжимающего (Pzi) вектора усилий, при этом у первой модели эти нагрузки наименьшие. Это свидетельствует о том, что вариант фиксации на четырёх зубах, имеющих контакт между собой и почти со сформированными корнями, представляет наиболее жёсткую систему, которая может эффективно противодействовать внешним нагрузкам.

Поля распределения эквивалентных (по Мизесу) напряжений первой системы оказались наименьшими. Так, действие сжимающего (Pzi) вектора усилий приводит к наибольшему напряжению зубов третьей модели БС - 10303Па. Это в 1,26 раза больше, чем напряжение зубов второй модели БС и в 1,72 раза больше, чем первой модели БС. Под действием сгибающего (Pyi) вектора наибольшее напряжение испытывают зубы третьей модели БС – 28986Па, а во второй и первой эти напряжения уменьшаются соответственно в 1,22 и 1,43 раза. Напряжение зубов при нагрузке на изгиб (Pyi) в 3,03 раза больше, чем под действием сжимающего (Pzi) вектора усилий.

Проведенные исследования позволяют сделать следующие выводы:

Установлено, что первая модель БС показала самые низкие значения перемещений и напряжений по сравнению со второй и третьей системами, что дало возможность определить её как оптимальную.

2. Изучение напряжённо-деформированного состояния БС при нагрузке показало, что для создания благоприятных условий иммобилизации следует учитывать:

- степень сформированности корней,
- наличие контактов между зубами,

- физиологическое распределение нагрузки на травмированные зубы и кость,
- включение в шинирующую систему не менее двух стабильных зубов (не учитывая травмированных).

3. Рассчитано, что наиболее перегруженными являются центральные резцы (которые чаще травмируются), что объясняет необходимость выведения их из прикуса для снижения жевательной нагрузки.

4. Установлено, что векторы нагрузки на изгиб приводят к возникновению наибольших деформаций и напряжений структур по сравнению со сжимающими (P_{yi}/P_{zi} - 6,1 и 3,63 соответственно). Следовательно, для улучшения условий восстановления анатомо-функциональной способности травмированных зубов необходимо принимать меры для снижения вывихивающего момента силы на этапе иммобилизации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Yakovenko L.M., Yefy`menko V.P., Makarevy`ch A.Yu., Kovtun T.O. Injuries of deciduous and permanent teeth in children (diagnostic measures, medical tactics) // *Naukovij zhurnal Medichni` perspektivi* 2016, No 4. s.106-115. [inUkrainian]
2. Levin L., Day P.F., Hicks L., O'Connell A., Fouad A.F., Bourguignon C., & Abbott P.V. International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: General introduction. Dental traumatology: official publication of International Association for Dental Traumatology, 2020, 36(4), 309–313. <https://doi.org/10.1111/edt.12574>
3. Bourguignon C., Cohenca N., Lauridsen E., Flores M. T., O'Connell A.C., Day P.F. et al. International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 1. Fractures and luxations. Dental traumatology: official publication of International Association for Dental Traumatology, 2020, 36(4), 314–330. <https://doi.org/10.1111/edt.12578>
4. Kovtun T.O. Vyznachennia rozpodilu navantazhennia v biomekhanichnii systemi «zubnyi riad–shyna–kistka» u ditei z travmamy zubiv. «Novyny stomatolohii» 2019, №3 (100), с.82-87. [in Ukrainian] https://www.researchgate.net/publication/373864640_Viznacenna_rozpodilu_navantazenna_v_biomekhanicnijsistemi_zubnij_rad-sina-kistka_u_ditej_ztravmami_zubiv
5. Roser C.J., Zenthöfer A., Lux C.J., & Rues S. (2023). A new CAD/CAM tooth mobility simulating model for dental in vitro investigations // *Clinical oral investigations*, 2023, 27(9), 5131–5140. <https://doi.org/10.1007/s00784-023-05133-9>
6. Bida V.I., Huryn P.O., & Viun H.I. Analiz rozpodilu zhuvalnoho navantazhennia za dopomohoiu metodu skinchennykh elementiv nezashynovanykh zubiv frontalnoi dilianky nyzhnoi shchelepy ta zubiv, zashynovanykh universalnoiu rozbirnoiu parodontolohichnoiu shynoiu // *Suchasna stomatolohiia*, 2018, (2), 64-68. [in Ukrainian] <https://doi.org/10.33295/1992-576X-2018-2-64-68>
7. Hakim M.A.A., Khatab N.M.A., Mohamed K.M.G., & Elheeny A.A.H. A Comparative Three-Dimensional Finite Element Study of Two Space Regainers in the Mixed Dentition Stage. *European journal of dentistry*, 2020, 14(1), 107–114. <https://doi.org/10.1055/s-0040-1702254>
8. Roser C.J., Bauer C., Hodecker L., Zenthöfer A., Lux C.J., & Rues S. Comparison of six different CAD/CAM retainers vs. the stainless steel twistflex retainer: an in vitro investigation of survival rate and stability. Vergleich sechs verschiedener CAD/CAM-Retainer mit dem Edelstahl Twistflex-Retainer: eine In-vitro-Untersuchung zur Überlebensrate und Stabilität. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie: Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*. Advance online publication, 2023, <https://doi.org/10.1007/s00056-023-00486-y>
9. Roser C.J., Rückschloß T., Zenthöfer A., Rammelsberg P., Lux C.J., & Rues S. Orthodontic shear bond strength and ultimate load tests of CAD/CAM produced artificial teeth. *Clinical oral investigations*, 2020, 26(12), 7149–7155. <https://doi.org/10.1007/s00784-022-04676-7>
10. Tribst J.P.M., Dal Piva A.M.O., & Kalman L. Stress Concentration of Hybrid Occlusal Splint-Mouthguard during a Simulated Maxillofacial Traumatic Impact: 3D-FEA // *Dentistry journal*, 2022, 10(4), 65. <https://doi.org/10.3390/dj10040065>
11. Gerami A., Dadgar S., Rakhshan V., Jannati P., & Sobouti F. Displacement and force distribution of splinted and tilted mandibular anterior teeth under occlusal loads: an in silico 3D finite element analysis // *Progress in orthodontics*, 2016,17(1), 16. <https://doi.org/10.1186/s40510-016-0129-x>
12. Ansys Help “help/ans_elem/Hlp_E_SOLID187.html”

STRESS-STRAIN STATE BIOMECHANICAL SYSTEM OF THE MAXILLA AND ITS INFLUENCE ON TEETH IMMOBILIZATION IN TRAUMA

T.A.Kovtun, V.P.Iefymenko, I.L.Chekhova

*Bogomolets National Medical University Department of Surgical Dentistry and Maxillofacial Surgery of
Childhood, Kyiv, Ukraine*

Summary. The article presents the results of mathematical modeling of the biomechanical system (BS) of the upper jaw with a splinting structure for fixing the dentition, carried out to study the stress-strain state to improve the conditions for restoring the anatomical and functional ability of injured teeth in children. The research was carried out on the basis of a retrospective analysis of 369 medical histories of children who sought help at the trauma center of Children's Clinical Hospital No.7 in 2020-2022 with different types of dental injuries, X-ray examination data (dental/panoramic X-ray, CBCT), created three-dimensional solid-state models of the upper jaw with teeth and a splint in the CAD package CATIA. Modeling of the stress-strain state was carried out for simulation models of three BS of the upper jaw with a splinting structure of the dentition. A comparative analysis of the results of qualitative characteristics of stress fields and displacement fields showed that the highest values of displacement fields occur in the central incisors of all three systems, and the highest values of stress fields occur in the cervical areas of splinted teeth. Research has shown that the first BS model showed the lowest values of displacements and stresses compared to the second and third systems, which made it possible to determine it as optimal. To create favorable conditions for teeth immobilization, one should take into account the degree of formation of roots, the presence of contacts between teeth, the physiological distribution of the load on injured teeth and bone, and the inclusion of at least two stable teeth in the splinting system (not including injured ones). The central incisors are the most overloaded, which explains the need to remove them from the bite.

Автор для переписки:

Ефименко Владислав Петрович – кафедра «Хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии детского возраста» Национального медицинского университета имени А.А.Богомольца

E-mail: iefymenko_vlad@ukr.net

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9926-8901>

Scopus ID: <https://www.scopus.com/search/form.uri?display=basic#author>