

Дискусійні статті

УДК 616.314-089

А.Н. Чуйко, Р.А. Левандовский, А.Б. Беликов*, И.А. Шинчуковский**, Р.С. Алымбаев****

ГЛОССАРИЙ ОСНОВНЫХ ПОНЯТИЙ, ТЕРМИНОВ, ОПРЕДЕЛЕНИЙ И ЗАВИСИМОСТЕЙ В БИОМЕХАНИКЕ ПРИМЕНИТЕЛЬНО К ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ХИРУРГИИ И СТОМАТОЛОГИИ

* Буковинский государственный медицинский университет, г. Черновцы

** Национальный медицинский университет им. А.А. Богомольца, г. Киев

*** Киргизская государственная медицинская академия

Резюме. На основе анализа источников литературы составлен глоссарий основных понятий, терминов, определений и зависимостей в биомеханике применительно к челюстно-лицевой хирургии и стоматологии.

Глоссарий позволил специалистам разных направлений провести согласование позиций и успешно сотрудничать при разработке таких сложных конструкций,

требующих глубокого биомеханического анализа, как мостовидные протезы на имплантатах, включая субпериостальные имплантаты, условно-съемные протезы, пострезекционные протезы для верхней челюсти.

Ключевые слова: глоссарий, понятия, термины, определения, зависимости, биомеханика, имплантология, челюстно-лицевая хирургия, стоматология.

Введение. Биомеханика в современном виде – это сравнительно новая наука, находящаяся на стыке последних достижений биологии, медицины и механики. Она характеризуется применением основных принципов механики к живым организмам. Современная биомеханика базируется на комплексном использовании медицинских дисциплин (в зависимости от специализации) и результатов и возможностей научно-технических дисциплин: теоретическая механика, сопротивление материалов, теория упругости, детали машин, метод конечного элемента и пр., с использованием компьютерной томографии не только для диагностики, но и для 3D моделирования с последующим конечно-элементным анализом.

При решении конкретных задач, с биомеханическим анализом, специалисты разных медицинских направлений: челюстно-лицевые хирурги, ортопеды, имплантологи, ортодонты и пр. должны общаться с профессиональными механиками, программистами, расчетчиками и др., если не на одном языке, то хотя бы на языке, позволяющем понимать друг друга и быстро принимать адекватные решения. В развитие этого положения, перед изложением содержания основных терминов и понятий в биомеханике, сделаем два замечания:

Во-первых, и на наш взгляд, «О терминах не спорят, о них договариваются» (Рене Декар).

Во-вторых, так как биомеханика является интегрирующей дисциплиной, использующей достижения разных наук, термины, принадлежащие медицинским наукам, следует называть и трактовать так, как это принято в медицине, а соответственно термины, отражающие механические понятия – так как это исторически сложилось в механике.

Важность этого замечания проиллюстрируем на простом примере. В переводе на русский язык замечательной книги К.Е. Миша «Ортопеди-

ческое лечение с опорой на дентальные имплантаты» [8] допущены, на наш взгляд, досадные отклонения от общепринятой в русскоязычной технической литературе терминологии. Английское слово stress обычно переводится не как стресс, а как напряжение. Тем более нельзя под ним понимать и силу и деформацию. Это же относится и к переводу термина модуль упругости, который переведен, как модуль эластичности. Слово эластичность, в русском языке ближе понятию податливость, а не понятию упругость. Ведь чем больше модуль упругости, тем выше жесткость материала, а податливость соответственно ниже [14].

Предложенный ниже Глоссарий позволил соавторам статьи – специалистам разных направлений успешно сотрудничать при разработке таких сложных конструкций, требующих глубокого биомеханического анализа, как мостовидные протезы на имплантатах, включая субпериостальные имплантаты, условно-съемные протезы, пострезекционные протезы для верхней челюсти и т.д.

Основные понятия, термины, определения и зависимости в биомеханике

Приводимый ниже Глоссарий основных терминов и понятий в биомеханике составлен не в алфавитном порядке, а с соблюдением, по возможности, принципа от общего к частному с сохранением логических взаимосвязей между различными понятиями в соответствии с темой исследований проводимых соавторами.

Приведем вначале несколько определений термина **биомеханика** из наиболее авторитетных изданий, расположив их в хронологическом порядке.

В Большой советской энциклопедии [2] дается такое определение:

«**БИОМЕХАНИКА** (от био... и механика) раздел биофизики, изучающий механические

свойства живых тканей, органов и организма в целом, а также происходящие в них механические явления... Обычно термин «Б.» применяют к учению о движениях человека и животных». Эта цитата из Большой советской энциклопедии показывает, что до недавнего времени (середина 20 в.) большинство исследователей трактовали задачи биомеханики в основном, как науку о движениях и возникающих усилиях.

Однако, выявление только усилий, возникающих в зубочелюстной системе при выполнении одной из основных функций – участия в акте жевания, методами классической биомеханики, явно недостаточно. Для подтверждения этого положения приведем цитату – известного в Европе биомеханика академика Г. Бранкова [3]. «Под влиянием механических воздействий (природных и искусственных) в биологических тканях, органах и системах появляется механическое движение, распространяются волны, возникают деформации и напряжения.

Физиологическая реакция на эти факторы зависит от механических свойств биологических тканей и жидкостей. Знать, как меняются эти реакции и свойства в тканях и органах, очень важно для профилактики, защиты организма, для применения искусственных органов и тканей, а также для понимания их физиологии и патологии».

Даже наиболее авторитетные ученые-стоматологи трактовали задачи биомеханики в стоматологии достаточно узко [4]: «Биомеханика – наука о движениях человека и животных. ... Изучение движений нижней челюсти дает возможность составить представление об их норме. Это в свою очередь позволяет выявить нарушения и влияние их на деятельность мышц, суставов, смыкание зубов и состояние пародонта».

В тоже время современные возможности биомеханики, в том числе применительно к челюстно-лицевой хирургии (ЧЛХ) и стоматологии, с использованием компьютерных технологий, значительно расширяются. Особая роль принадлежит прочностному анализу на основе конечно-элементного моделирования, который позволяет исследовать напряженно-деформированное состояние (НДС) любой структуры в норме, а затем при различных патологиях, методах лечения, типах реконструкции и т.п.

Определение, более соответствующее современному уровню развития науки, содержится в работе [5]: «Биомеханика – это применение принципов механики (наука о движении тел) к биологическим системам. Это многообразная наука, которая включает в себя внешние воздействия приложенных сил, анализ напряжений – внутренние действия приложенных сил, механические свойства, механику жидкостей и механизмы теплопередачи».

Таким образом, биомеханика, как научная дисциплина, в литературе имеет различные определения, по которым, частично, можно судить об основных этапах ее развития. Достаточно емкое,

на наш взгляд, определение дано в [10], которое мы и положим в начало предлагаемого глоссария.

Биомеханика (от био... и механика), изучает механические свойства живых тканей, органов и организма в целом, а также происходящие в них механические явления (при движениях, дыхании и т.д.).

Предварительный биомеханический анализ – проводится схематически, на основе традиционных подходов и расчетных зависимостей теоретической механики, сопротивления материалов, деталей машин и др. с использованием, как правило, канонических моделей [13, 14].

Глубокий биомеханический анализ – исследование напряженно-деформированного состояния (НДС) любой структурной составляющей организма на основе, как правило, метода конечных элементов, построенного с использованием зависимостей теории упругости и ее специальных разделов [13, 14].

Компьютерная томография (СТ) позволяет получать прижизненные изображения тканевых структур на основании изучения степени поглощения рентгеновского излучения в исследуемой области. Принцип метода заключается в том, что исследуемый объект послойно просвечивается рентгеновским лучом в различных направлениях при движении рентгеновской трубки вокруг него. Не поглощенная часть излучения регистрируется с помощью специальных детекторов, сигналы от которых поступают в вычислительную систему (ЭВМ). После математической обработки полученных сигналов на ЭВМ строится изображение исследуемого слоя («срезы») на матрице [12].

3D изображение (репрезентация) – трехмерное изображение объекта (модели) исследования, построенное по данным компьютерной томографии.

MIMICS (Materialises Interactive Medical Image Control System) – интерактивный программный пакет для визуализации и сегментации изображений, полученных томографией (КТ, микроКТ, МРТ и др.) и 3D изображение объектов [16]. Пакет предоставляет пользователю широкий набор функций по преобразованию наборов изображений в 3D объекты и подготовке этих объектов для различных областей применения. MIMICS связывает томографические изображения и:

- быстрое прототипирование;
- визуализацию;
- анализ методом конечных элементов;
- вычислительную гидродинамику;
- системы автоматизированного проектирования;
- моделирование хирургических операций и шаблонов;
- анализ пористых структур.

Твердотельное моделирование – термин современных компьютерных технологий - систем CAD/CAM/CAE. CAD (Computer Aided Design) – компьютерный дизайн или компьютерное конс-

трирование; САМ (Computer Aided Mechanics) – компьютерная помощь в производстве, включая передачу информации в центр изготовления изделия; САЕ (Computer Aided Engineering) – компьютерная помощь в инженерных расчетах, как правило, на базе метода конечных элементов (МКЭ). Твердотельная модель – объект с конкретными физико-механическими свойствами и геометрическими параметрами.

CAD-CAM технологии и лазерная стереолитография – методы диагностики, планирования (моделирования) и изготовления, которые позволяют получать биологические дубликаты анатомических образований (объектов) путем использования современных компьютерных томографов и программ обработки данных. Суть метода заключается в том, что на основе смоделированной компьютером трехмерной модели, которая базируется на данных СТ, лазер, соединенный с компьютером, избирательно полимеризует (сканирует) участки заготовки (модели). В результате такой технологии получают детальную репродукцию черепа (челюсти, фрагмента) пациента с отображением мельчайших анатомических деталей. Достоинствами метода является возможность планирования операции до оперативного вмешательства, возможность локализации анатомических образований с их дальнейшей визуализацией [12].

Метод конечных элементов (МКЭ) в настоящее время является стандартом при решении задач механики твердого тела посредством численных алгоритмов [1]. Метод обладает возможностью создавать модели любой геометрической сложности с заданной точностью. Он позволяет вводить материалы с геометрической и физической нелинейностью, в том числе и с гиперупругостью, а также исследовать контактные напряжения, динамические и температурные напряжения, конструкции с трещинами и т. п.

МКЭ занял лидирующее положение благодаря возможности моделировать широкий круг объектов и явлений. Абсолютное большинство конструктивных элементов, узлов и конструкций, изготовленных из самых разнообразных материалов, имеющих различную природу, могут быть рассчитаны посредством МКЭ.

Хирургия (греч. cheirurgia, от cheir – рука и ergon – работа), отрасль медицины и ветеринарии, изучающая заболевания, основной метод лечения которых – операции (кровоавые, т.е. связанные с рассечением и иссечением тканей, и бескровные – вправление вывиха, катетеризация и пр.) [10].

Челюстно-лицевая хирургия и хирургическая стоматология – самостоятельная клиническая дисциплина, изучающая хирургические заболевания костей лицевого скелета, зубов, органов полости рта, лица и шеи.

Имплантология – наука о замене тканей и инкапсуляцию инородных тел, фундаментом которой современное представление о реакции ор-

ганизма на введение имплантатов, понимание процессов регенерации [9].

Имплантология стоматологическая – раздел стоматологии, который решает проблемы восстановления дефектов зубного ряда ортопедическими конструкциями с опорами на имплантаты [9].

Имплантация субпериостальная – поднадкостничная; на первом этапе снимают оттиск с кости и изготавливают индивидуальный имплантат, который на втором этапе ставят под слизисто-надкостничный лоскут [11].

Имплантология челюстно-лицевая – раздел стоматологической имплантологии, который решает проблемы восстановления дефектов лица и челюстей с помощью имплантатов [9].

Имплантат (D.F.Williams, R.Roaf, 1973): 1) Предмет с небиологического материала, введенный в ткани организма для выполнения определенной функции в течение длительного времени; 2) специальное устройство, которое служит искусственной опорой зубному, челюстному, лицевому протезу или используется при пластике альвеолярного гребня [9].

Имплантат винтовой (screw implant) – пространственная форма дентальных имплантатов; выпускается с разным диаметром внутрикостной (опорной) части (от 2,9 до 6 мм), разной длины (от 5 до 18 мм), с разными видами резьбы [9].

Имплантат пластинчатый – внутрикостная (опорная) часть представляет собой пластинку, которая имеет особую форму и вживляется в челюсть.

Сформулированы требования к структуре поверхности пластиночных и цилиндрических имплантатов для лучшей остеоинтеграции:

- текстурированную поверхность для лучшей сопротивляемости смещениям;
- общий рельеф в виде "змейки" или гофрированной пластинки для той же цели;
- пористая структура или отверстия для прорастания костной ткани.

Имплантат субпериостальный (СИ, имплантат поднадкостничный, subperiosteal implant) – представляет собой индивидуальную литую жесткую конструкцию. Эндооссальная поверхность субпериостального имплантата должна точно лежать на поверхности челюстной кости, обеспечивая хорошую первичную фиксацию. Надкостничная поверхность субпериостального имплантата должна иметь выпуклую поверхность, которая не травмирует мягкие ткани при функционировании зафиксированного мостовидного протеза [11].

С позиции строительной механики субпериостальные имплантаты – это **пространственные рамы**.

Головка и шейка имплантатов практически имеет идентичную конструкцию и назначение. Принципиально имплантаты отличаются конструкцией внутрикостной (опорной) части – винтовая цилиндрическая (или коническая), пластинчатая, ленточная.

Головка имплантата – это стержень, элемент который работает и рассчитывается на сжатие и изгиб [14].

Мостовидный протез – устройство для передачи жевательной нагрузки на опорные зубы (при неполном зубном ряде) или имплантаты.

С точки зрения механики (сопротивления материалов, строительной механики) корпус мостовидного протеза – это балка переменной жесткости, лежащая на промежуточных упругих опорах в виде опорных зубов или имплантатов.

Кламмер – устройство для механической фиксации протезов, используя естественные зубы и дентальные имплантаты [4].

Кортикальная фиксация имплантатов – фиксирование эндооссальной части дентального имплантата между кортикальными пластинками челюстных костей [18, 19, 20]

Монокортикальная фиксация – фиксация за вершину кортикальной пластинки альвеолярного отростка или тела челюсти, остальные эндооссальные части имплантата находятся в губчатой части кости, но не достигают противоположной кортикальной пластинки, как при бикортикальной фиксации [20].

Бикортикальная фиксация – предусматривает установление винтовых имплантатов в зону верхнего и нижнего компактного слоя челюстных костей [18, 19].

Трескортикальная – значит тройной его контакт с компактной пластинкой челюстной кости, как в случае бикортикальной фиксации плюс контакт с оральной или вестибулярной пластинкой кости, но обычно значительная его часть будет контактировать с губчатой костью [20].

Кватрортикальная – имеется в виду его контакт с кортикальными пластинками вершин альвеолярных отростков челюстей, с их оральной и вестибулярной кортикальной пластинкой, а также кортикальной пластинкой носа на верхней челюсти и нижней компактной пластинки на нижней челюсти [20].

Панкортикальная – эндооссальный зубной имплантат фиксируется только в компактном слое челюсти [20].

Денто-импланто-альвеолярный кламмер или атачмен – это приспособление, применяющееся для фиксации условно-съёмных, пластиночных, полных, покрывных, частично-съёмных, бюгельных, пострезекционных протезов [6].

Индивидуальный ключ зубного протеза – индивидуальное устройство для снятия условно-съёмных, покрывных, частичных съёмных, бюгельных, пострезекционных протезов. Применяется преимущественно, если в качестве опор используются дентальные имплантаты. Рекомендовано и в случае с естественными опорными зубами [7].

Интеллектуальный зубной протез – протез, который активно реагирует на изменения, происходящие вокруг опорных зубов или имплантатов в процессе его функционирования при этом, не

ухудшая их состояния и не теряя со временем своих эксплуатационных характеристик [21].

Балка – это элемент, который работает и рассчитывается на сдвиг и изгиб.

Рама – это совокупность жестко соединенных в узлах балок.

Сопротивление материалов – наука о прочности и деформируемости элементов сооружений и деталей машин [10].

Строительная механика занимается разработкой методов статических и динамических расчетов сооружений на прочность, жесткость и устойчивость.

Статика сооружений изучает их работу при статическом действии нагрузки – медленном ее приложении в определенный конечный промежуток времени. При динамическом действии нагрузки, меняющейся во времени, учитываются динамические эффекты нагрузки и вводятся в рассмотрение силы инерции.

Задачи строительной механики состоят в разработке рациональных методов определения усилий в сооружениях и их перемещений; методов расчета сооружений на прочность, жесткость и устойчивость, а также в установлении наиболее выгодных форм сооружений, удовлетворяющих требованиям экономичности.

Прочность, способность материала сопротивляться разрушению, а также необратимому изменению формы (пластичной деформации) при действии внеш. нагрузок, в узком смысле – только сопротивление разрушению [10].

Условие прочности. Одним из основных соотношений при «глубоком биомеханическом анализе» [14] является условие прочности, которое формулируется достаточно четко и просто: необходимо определить действующие напряжения σ и сравнить их с допускаемыми σ_u (разрушающими, индекс “u” от английского слова ultimate - предельный), т.е. проверить справедливость неравенства

Сила (F)

Напряжение (σ) = ---- \leq Разрушающее напряжение (σ_u). (1)

Площадь (A)

Основной смысл этого неравенства – действующие напряжения не должны превышать значения разрушающего (травмирующего) напряжения для каждой структурной составляющей зубо-челюстного сегмента (ЗЧС).

Обе величины, входящие в это неравенство, являются как бы двумя сторонами одной медали. С одной стороны, необходимо постоянно совершенствовать методы определения действующих напряжений – добиваться максимальной корректности расчетной схемы: геометрических размеров, механических свойств структурных составляющих (например, учета физической нелинейности – пластичности костных тканей или гиперупругости мягких тканей, методов расчета) и т.п. С другой стороны, необходимо постоянное

пополнение базы данных разрушающих напряжений, которые могут быть получены, в основном, экспериментальным путем, как при патолого-анатомических исследованиях, так и живых тканей в зависимости от пола, возраста, типа заболевания и пр. Кроме того, устанавливать для костных тканей показатели типа разрушающие (допускаемые) напряжения, как в металлах, не совсем информативно. Здесь более продуктивно ввести показатель травмирующие напряжения костной и мягкой ткани [14].

Для учета одновременно всех компонентов поля напряжений – и нормальных, и касательных применяют так называемые эквивалентные напряжения (напряжения по Мизесу). Напряжения по Мизесу рассчитываются по известной формуле

$$\sigma_M = \sqrt{0,5(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)} \quad (2)$$

и характеризуют общее напряженное состояние в точке. Современные программы, реализующие метод конечного элемента (МКЭ), рассчитывают эквивалентное напряжение в автоматическом режиме.

В формуле (2) через σ и τ обозначены соответственно нормальные и касательные напряжения, а индексы при них – направления действия напряжений вдоль осей x , y и z .

Соотношение (1) позволяют решить следующие практически важные задачи, возникающие при биомеханическом анализе:

1. Произвести проверочный расчет конструкции, т.е. при заданной нагрузке и размерах поперечного сечения элементов определить наибольшие напряжения σ_M и сравнить их с травмирующими, т.е.

$$\sigma_M \leq \sigma_T, \quad (3)$$

где σ_M – действующие или эквивалентные напряжения (напряжения по Мизесу);

σ_T – травмирующие напряжения для кости (предел текучести или предел усталостной прочности для металлов).

Напряжения по Мизесу (эквивалентные), определяемые по формуле (3), по своему механическому смыслу предполагают сравнение полученной величины с пределом текучести материала. Поэтому травмирующие напряжения и предел текучести, идентичные понятия.

Очень удобным при анализе является использование коэффициента запаса прочности k , вычисляемого как отношение величин, входящих в соотношения (1) и (3)

$$k = \frac{\sigma_T}{\sigma_M}. \quad (4)$$

Легко увидеть, что при $k > 1$ условие прочности (1) или (3) удовлетворяется, при $k < 1$, условие прочности не удовлетворяется и необходимо либо уменьшать нагрузку, либо увеличивать пло-

щадь поперечного сечения элемента, либо повысить прочность материала.

2. Произвести проектировочный расчет элемента системы, т.е. при известной максимальной нагрузке и травмирующем напряжении определить размеры поперечного сечения

$$A \geq \frac{F_{\max}}{\sigma_T}, \quad (5)$$

3. Определить допускаемую нагрузку при известной площади поперечного сечения и прочности материала

$$F_{\text{дон}} \leq A \cdot \sigma_T, \quad (6)$$

Какая из задач должна решаться, зависит от стадии подготовки или проведения операции, конкретного клинического случая и наличия исходных данных.

При биомеханическом исследовании, исходя из условия прочности (1) возникает триединая задача, которую условно можно выразить в виде трех взаимосвязанных понятий: НАГРУЗКА – СВОЙСТВА КОСТНЫХ ТКАНЕЙ (КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ) – РАССЧЕТНАЯ МОДЕЛЬ (КОНСТРУКЦИЯ) АНАЛИЗИРУЕМОГО ЭЛЕМЕНТА.

НАГРУЗКА – необходимо знать нагрузку для конкретного пациента в норме, при наличии заболевания и после реконструкции, например, установления мостовидного протеза, имплантата, элемента фиксации и т.п. Очевидно, без гнатодинамометрии такие данные получить невозможно.

СВОЙСТВА КОСТНЫХ ТКАНЕЙ (КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ) – если мы не знаем количественных механических (прочностных) характеристик кости (конструкционных материалов) конкретного пациента, то все наши рассуждения будут носить качественный характер – нужно больше, нужно меньше.

Программа MIMICS [16] позволяет определить основные механические характеристики мягких и костных тканей фактически в режиме *in vivo*, по эмпирическим формулам, зависящим от типа рассматриваемой ткани. Для компактной кости *Femur* рекомендуются следующие формулы.

Для определения плотности ρ или *DN* (*Density*)

$$DN = -13,4 + 1017 \cdot GV, \quad (7)$$

где *GV* (*Grey Values*) – значения серого на томограмме.

Значение модуля упругости E вычисляется по формуле

$$E = -388,8 + 5925 \cdot DN. \quad (8)$$

Результаты расчетов по этим формулам во всем диапазоне значений серого приведены на рис.1 – штрихпунктирная линия.

Здесь же приведены значения модуля упругости и предела прочности по другим литературным источникам [17]. Как видим, при плотности

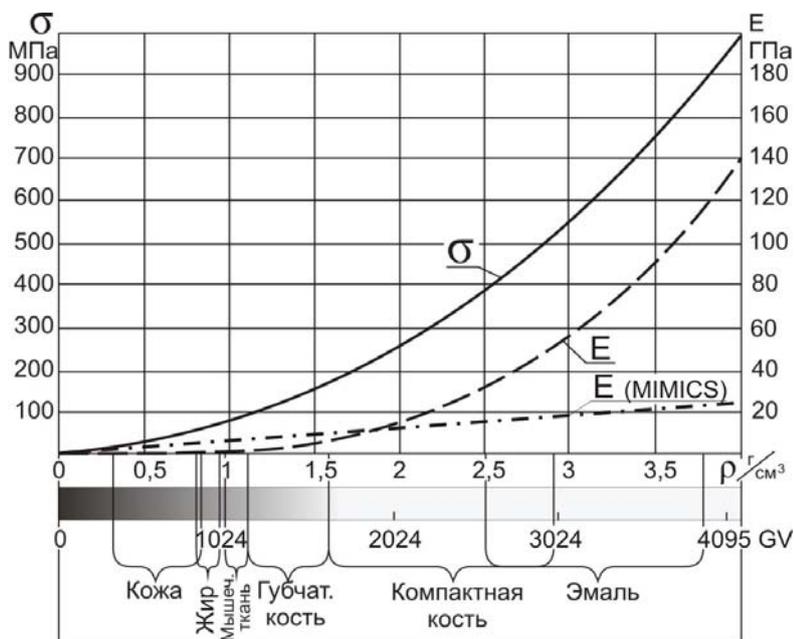


Рис.1. Значения модуля упругости (по разным источникам), предела прочности и плотности тканей в зависимости от оттенков серого

кости ρ около $1,8 \text{ г/см}^3$ эти кривые пересекаются, т.е. значения совпадают.

РАСЧЕТНАЯ МОДЕЛЬ (КОНСТРУКЦИЯ) АНАЛИЗИРУЕМОГО ЭЛЕМЕНТА – это собственно и есть построение модели и ее рационализация в соответствии с поставленными функциональными задачами. Следует всегда иметь в виду, что модель может дать только те результаты, которые предусмотрены в ее функционировании.

Представляя это условие в виде треугольника, можно, определить любую из вершин треугольника при известных значениях двух других. Эти три взаимосвязанных понятия, возникающие при биомеханическом анализе, фактически отражают «условие прочности», математическая и механическая сутьность которого определена соотношениями (1) или (3).

Деформацией называют изменение формы и/или размера элемента системы под действием внешних сил.

Необходимо различать деформации: растяжения (сжатия) – для стержня (зуба, имплантата, элемента ортодонтической дуги); сдвига и изгиба – для балки (зуба, мостовидного протеза, имплантата, элемента ортодонтической дуги); кручения – для вала (зуба, мостовидного протеза, имплантата, элемента ортодонтической дуги). Один и тот же элемент системы, находясь в сложном напряженном состоянии, может одновременно испытывать разные деформации.

Для однородного стержня при растяжении (сжатии) деформация определяется по простейшей формуле

$$\varepsilon = \frac{l_k - l}{l}, \quad (9)$$

где l , l_k – начальная и конечная длина образца.

Закон Гука – линейные деформации прямо пропорциональны нормальным напряжениям. Коэффициентом пропорциональности служит величина $1/E$, т.е. закон Гука следует формуле $\varepsilon = \sigma/E$.

Ограничение свойств мягких и костных тканей рамками закона Гука недостаточно. Закон Гука для костных тканей следует рассматривать как первое приближение, вводя при необходимости физическую и геометрическую нелинейность, гиперупругость и т.д.

Термины «жевательная нагрузка», «усилие» являются наиболее употребительными в повседневной практической деятельности стоматологов таких специальностей, как ортопедия, имплантология, ортодонтия и др. Отсюда возникает необходимость системного изложения этих вопросов, тем более что понятие «сила» в механике, а понятия «напряжение» и «деформация» в сопротивлении материалов и теории упругости являются основными, первичными понятиями. Последовательно, базируясь на основных зависимостях теоретической механики и сопротивления материалов, эти понятия рассмотрены в [14].

Сила - величина, являющаяся количественной мерой механического взаимодействия материальных тел [14].

Сила является величиной векторной. Ее действие на тело определяется: 1) численной величиной или модулем силы, 2) направлением силы, 3) точкой приложения силы. Сила обычно изображается отрезком со стрелкой. Однако, сил в виде черных и жирных стрелок (так принято изображать векторные величины) в природе практически не существует. Так их изображают для удобства восприятия и анализа. Поэтому в сопротивлении материалов и теории упругости широко используется принцип Сен-Венана, который гласит: «В точках тела достаточно удаленных от мест приложения нагрузок, внутренние силы весьма

мало зависят от конкретного способа приложения этих нагрузок». Этот принцип позволяет производить замену одной системы сил другой системой, статически эквивалентной, что может упростить расчет. Например, при расчете зубочелюстного сегмента вдали от зоны окклюзионного контакта, можно фактическую нагрузку от соприкасающихся зубов, распределенную по некоторому закону (определить который обычными методами довольно сложно), заменить сосредоточенной (равнодействующей) силой. Но именно в зоне контакта зубов такую замену делать нельзя и необходимо решать классическую контактную задачу [14].

В сопротивлении материалов, для удобства анализа, вводится понятие внутренняя сила (силовой фактор). Различают продольную силу N_z , поперечные силы Q_x и Q_y , крутящий момент M_z , изгибающие моменты M_x и M_y . Индексы при силовых факторах соответствуют осям координат, относительно которых действует соответствующий фактор. Численная величина внутренней силы находится из условия равновесия, т.е. ее величина равна сумме всех внешних сил, расположенных по одну сторону от рассматриваемого сечения. В дальнейшем мы, с целью упрощения, также как и в теории упругости, будем считать, что условие равновесия удовлетворено, и внутренний силовой фактор выражен через внешнюю силу.

Напряжение – внутренняя сила, приходящаяся на единицу площади в данной точке данного сечения. Единица измерения напряжения – Паскаль, $H/m^2 = Pa$ ($H/mm^2 = MPa$).

Предел пропорциональности ($s_{пр}$) – напряжение, характеризующее конец участка, когда деформации растут пропорционально напряжениям.

Предел упругости (s_y) – напряжение, при котором материал сохраняет свои упругие свойства (т.е. при разгрузке образец восстанавливает свою первоначальную форму и размеры).

Предел текучести (s_T) – соответствуют напряжению, когда деформации начинают расти практически без увеличения нагрузки.

Предел прочности (временное сопротивление, s_b) – напряжение, соответствующее разрушению образца.

Предел усталостной прочности – напряжение разрушения образца при заданном количестве циклов (s_{-1} – при симметричном цикле; s_0 – при пульсирующем цикле).

Все приведенные выше характеристики для металлов являются классическими (обязательными) и содержатся в справочниках. При более глубоком анализе используются и другие характеристики: показатели пластичности и ползучести, выносливости, вязкоупругости и т.п.

Травмирующее напряжение – напряжение, приводящее к необратимым явлениям в мягких и костных тканях (процессы атрофии, резорбции и т.п.) [14].

Напряженно-деформированное состояние (НДС) – определение напряжений и деформаций

(перемещения являются функцией от деформаций) во всех точках исследуемой системы.

Жесткость – характеристика элемента конструкции, определяющая его способность сопротивляться деформации (растяжению, изгибу, кручению и т.д.); зависит от геометрических характеристик сечения и физических свойств материала (модулей упругости) [10].

Таким образом, жесткость – понятие многоуровневое, комплексное. Следует различать жесткость материала, жесткость сечения элемента и жесткость конструкции (определяется коэффициентом жесткости).

Жесткость материала определяется модулем упругости материала E (модулем сдвига G). Размерности модуля упругости H/mm^2 (МПа). Например, так как модуль упругости хромокобальтового сплава в два раза выше, чем у титана, то и конструкция из ХКС, при прочих равных параметрах, будет в два раза жестче, т.е. может быть более «ажурной» [11].

Жесткость сечения элемента определяется произведением его геометрической характеристики (площади A при сжатии (растяжении) или момента инерции J (J_k – полярный момент инерции поперечного сечения при кручении) при изгибе) на модуль упругости E (G).

Произведение EA – представляет собой и называется жесткостью стержня на растяжение (сжатие).

Произведение EJ – жесткость элемента (балки) на изгиб.

Произведение GJ_k – жесткость элемента (вала) на кручение.

Для прямоугольного сечения (с размерами b – ширина и h – высота) площадь поперечного сечения, момент инерции при изгибе и момент инерции при кручении, определяются по формулам:

$$A = bh, \quad J = \frac{bh^3}{12}, \quad J_k = \frac{bh(h^2 + b^2)}{12}. \quad (10)$$

Для круглого сечения диаметром d , площадь поперечного сечения, момент инерции при изгибе и момент инерции при кручении, определяются по формулам

$$A = \frac{\pi d^2}{4}, \quad J = \frac{\pi \cdot d^4}{64} \quad \text{и} \quad J_k = \frac{\pi \cdot d^4}{32}. \quad (11)$$

Таким образом, для поперечного сечения любого элемента (ленты СИ) близкого к прямоугольному его жесткость при изгибе прямо пропорциональна модулю упругости E и ширине b и пропорциональна высоте h в кубе, т.е. увеличение толщины в два раза приводит к увеличению жесткости на изгиб в 8 раз и т.д.

Жесткость элемента конструкции определяется видом нагружения (растяжение – сжатие, изгиб, кручение и т.д.), жесткостью поперечного сечения, линейными размерами элемента и граничными условиями, а оценивается коэффициентом жесткости k .

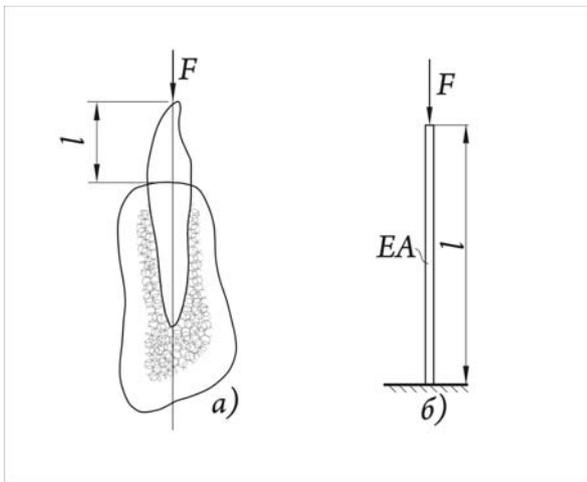


Рис. 2. Расчетная схема при действии только продольной силы на отдельно взятый зуб (а), простой цилиндрический имплантат (б)

Коэффициент жесткости имеет размерность Н/мм и показывает, какая сила вызовет перемещение равное 1 мм, а коэффициент податливости имеет обратную размерность – мм/Н и показывает величину перемещения при действии силы равной 1Н. Оба коэффициента используются равноправно, в зависимости от того, какой показатель вычисляется. Обычно при определении усилия – коэффициент жесткости, при определении перемещения – коэффициент податливости.

Податливость элемента конструкции δ – величина обратная жесткости конструкции (системы).

Податливость любой биоконструкции является относительным показателем, характеризующим способность сопротивляться внешним нагрузкам вне зависимости от их конкретной величины. Показатель податливости может быть вычислен аналитически, так как математически вычисляется по формулам, включающим основные конструктивные параметры – это собственное свойство конструкции.

Он может быть определен и экспериментально, если замеренные перемещения в системе разделить на величину нагрузки, вызвавшей это перемещение (податливость величина обратная жесткости, имеет размерность мм/Н). Податливость – это перемещение в системе при силе равной единице. Для имплантата, мостовидного протеза или любого аппарата внешней фиксации коэффициент податливости можно унифицировать для каждого типа конструкции, что облегчит подбор необходимого устройства в каждом конкретном лечебном случае.

При действии на элемент только продольной силы (рис. 2) коэффициенты жесткости и податливости могут быть определены по формулам

$$k = \frac{EA}{l}, \quad \delta = \frac{l}{EA} \quad (12)$$

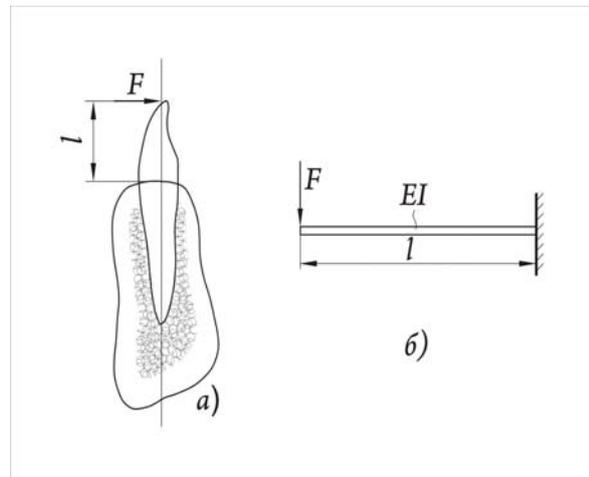


Рис. 3. Расчетная схема при действии поперечной силы на отдельный зуб (а), простой цилиндрический имплантат (б)

В формулах (12) E – модуль упругости материала; A – площадь поперечного сечения стержня; l – длина элемента.

Если элемент представить в виде консольно закрепленной балки, при действии на нее поперечной силы (рис. 3), коэффициенты жесткости и податливости определяются по формулам

$$k = \frac{3EJ}{l^3}, \quad \delta = \frac{l^3}{3EJ} \quad (13)$$

Здесь J – момент инерции поперечного сечения элемента.

– Это балка на двух опорах (рис. 4). Если условно можно считать, что мостовидный протез прикреплен к опорным зубам шарнирно, при действии сосредоточенной силы в середине пролета (рис. 4, б) коэффициенты жесткости и податливости определяются по формулам

$$k = \frac{48EJ}{l^3}, \quad \delta = \frac{l^3}{48EJ} \quad (14)$$

Если мостовидный протез прикреплен к опорным зубам жестко, как это схематически показано на рис.4, то расчетная схема (рис.4, в) существенно усложняется – балка становится статически неопределимой. Для этого расчетного случая коэффициенты жесткости и податливости можно определить по формулам

$$k = \frac{192EJ}{l^3}, \quad \delta = \frac{l^3}{192EJ} \quad (15)$$

Из формул (14 и 15) следует, что при прочих равных параметрах, переход от балки шарнирно закрепленной на концах к балке с защемленными концами, ее жесткость увеличивается в 4 раза. В реальных условиях значение коэффициента, учитывающего закрепление концов дуги, будет иметь промежуточное значение между 48 и 192.

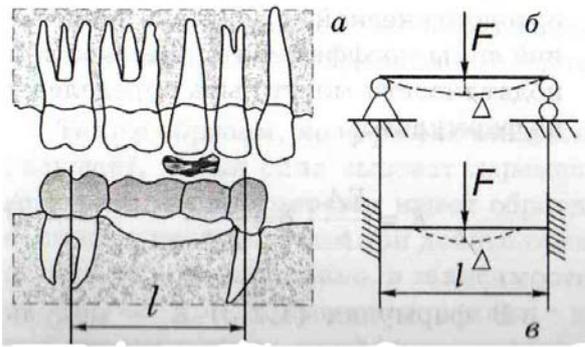


Рис. 4. Расчетная схема простого мостовидного протеза при наличии дефекта между двумя зубами (а) при шарнирном (б) и жестком закреплении торцов (в)

Коэффициенты жесткости и податливости вычисляются гораздо сложнее, если промежуточная часть мостовидного протеза лежит на десне (это же справедливо для любой ленты СИ). В этом случае такие конструкции следует рассматривать как балку на упругом основании из-за упругости костного ложа. Аналитически эта задача рассмотрена ниже (в разделе посвященном СИ), а более корректно она может быть решена при использовании МКЭ.

Сила, жесткость и податливость упругой системы взаимосвязаны.

В общем случае, для линейной системы с одной степенью свободы, сила F и, вызываемое ее действием, перемещение q связаны линейной зависимостью

$$F = k \cdot \Delta = \frac{1}{\delta} \cdot \Delta \quad (16)$$

или, при определении перемещений,

$$\Delta = \delta \cdot F = \frac{F}{k} \quad (17)$$

где k – коэффициент жесткости системы;
 δ – коэффициент податливости системы.

При действии одинаковой по величине силе F , соотношение перемещений от изгиба Δ_u и растяжения (сжатия) Δ_c воспользовавшись формулами (12), (14) и (17) получим

$$\lambda_q = \frac{\Delta_u}{\Delta_c} = \frac{16}{3} \left(\frac{l}{d} \right)^2 \quad (18)$$

Если принять, что длина конструктивного элемента в 10 раз больше его диаметра, то в соответствии с формулой (18) максимальные перемещения от изгиба будут превышать аналогичные от сжатия (растяжения) в 533 раза. Именно это соотношение является причиной того, что при анализе упругих систем, одновременно воспринимающих поперечные и осевые нагрузки, действием вторых (осевых) на величину перемещений, как правило, пренебрегают.

Как показано выше, жесткость или податливость любой упругой системы может характери-

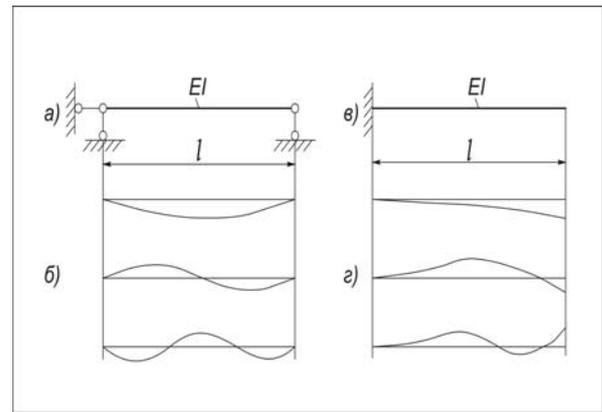


Рис. 5. Балка как твердое и упругое тело на плоскости и первые три формы упругого деформирования

зоваться различными показателями, в зависимости от направления и типа нагрузки, а также от принятой расчетной схемы (модели). Отметим общую закономерность при вычислении жесткости (податливости) системы (коэффициенты k). При растяжении (сжатии) жесткость линейно зависит от жесткости стержня на растяжение (сжатие) EA и обратно пропорциональна его длине l (12); при изгибе жесткость линейно зависит от жесткости элемента (балки) на изгиб EJ и обратно пропорциональна его длине l в кубе (12, 14, 15). Таким образом, изменение длины при изгибе влияет более существенно, чем увеличение жесткости поперечного сечения.

Условие жесткости обычно используются при анализе жесткости, аналогично условию прочности (1), и формулируется в виде неравенства $\Delta < [\Delta]$, (19)

где Δ – перемещение, определяемое по формуле (17) с учетом соотношений (12) – (15);

$[\Delta]$ – допускаемое перемещение, определяемое по нормативным документам или, в нашем случае, определяется опытом врача.

Условие жесткости (19) позволяет решить следующие практически важные задачи, возникающие при анализе:

1) Произвести проверочный расчет системы (модели). При заданной нагрузке и известных размерах элементов конструкции, вычислив величину коэффициента жесткости (податливости), определить максимальные перемещения и сравнить их с допускаемыми, т.е. проверить справедливость неравенства (19).

2) Произвести проектировочный расчет системы, т.е. при известной максимальной нагрузке и допускаемом перемещении определить размеры основных элементов конструкции.

3) Определить допускаемую нагрузку при известной конструкции и механических свойствах материала. Вычислив величину коэффициента жесткости (податливости) и задав значение отклонения характерной точки системы, по формуле (16) можно определить величину действующей силы.

Еще раз отметим, что податливость любой биоконструкции является относительным показателем

телем, характеризуючим способность ее сопротивляться внешним нагрузкам вне зависимости от их конкретного значения. Каждый из перечисленных параметров жесткости (податливости) математически строго определен и поэтому может быть вычислен.

Более сложные расчетные схемы и соответствующие им коэффициенты жесткости и податливости рассмотрены при анализе конкретных конструкций в [13, 14, 15].

Устойчивость равновесия, способность механической системы, находящейся под действием сил в равновесии, после незначительного отклонения возвращаться в положение равновесия [10].

*Фиксация (от лат. *fixus* – прочный, закрепленный) (фиксирование), закрепление чего-либо в определенном положении...* [10].

Применительно к биомеханике термин «фиксация» можно считать синонимом понятия «закрепление» или «неподвижность» твердого тела в пространстве.

*Стабилизация (от лат. *stabilis* – устойчивый), упрочение, приведение в постоянное устойчивое состояние или поддержание этого состояния, а также само состояние устойчивости, постоянства* [10].

Стабилизация мостовидного протеза, имплантата определяется возможностью упругого деформирования корпуса мостовидного протеза, головки имплантата, его опорных элементов, которые зависят от рационального расположения узлов фиксации, их жесткости, размеров поперечного сечения элементов и головки (жесткостью на изгиб), линейных размеров конструкции и степени остеоинтеграции элементов конструкции с костным ложем.

Термин «стабилизация» [10] менее конкретен и информативен в механике, чем, например, термины *устойчивость, жесткость, податливость, недеформируемость*, и требует более детального смыслового анализа.

С позиций механики любой элемент конструкции может рассматриваться, с одной стороны, как *твердое (недеформируемое) тело*, а с другой стороны, как *упругое (деформируемое) тело*. *Твердое тело в пространстве имеет шесть степеней свободы*, с возможностью перемещения относительно трех пространственных осей и поворотов вокруг них, а *упругое тело имеет бесконечное число степеней свободы*. Для ограничения перемещения тела в пространстве на него накладываются (к нему прикладываются) *связи*. *Неподвижность (фиксация) твердого тела в пространстве обеспечивается шестью*, а на плоскости – *тремя*, определенным образом расположенными связями.

На рис. 5 показано твердое тело (балка) как плоское тело. Корпус мостовидного протеза, все виды лент, образующих каркас субпериостального имплантата, с точки зрения сопротивления материалов – это балки, т.е. конструктивные элементы, в основном работающие на изгиб. Для неподвиж-

ности (фиксации) такого тела на плоскости достаточно трех шарнирных связей (рис. 5) или жесткого защемления одного из концов, как показано на рис.5,в (такое прикрепление объединяет все три необходимых связи). Таким образом, оба тела зафиксированы на плоскости неподвижно.

На рис.5 б и г показаны первые три формы возможного деформирования упругой балки (при колебаниях). От вида закрепления (фиксации) тела существенным образом зависят возможные упругие деформации и, как следствие, перемещения точек тела. Как следует из формулы (14) податливость (величина обратная жесткости) балки при изгибе обратно пропорциональна ее изгибной жесткости EJ и прямо пропорциональна длине l в кубе, т.е. упругие перемещения ε тем больше, чем больше его линейные размеры (стабильность ниже).

Для повышения жесткости (стабилизации) могут применяться промежуточные опоры (узлы фиксации). Любая связь сверх необходимой делает систему статически неопределимой, что усложняет аналитическое решение. Кроме того, все балки (ленты) каркаса СИ лежат на кости альвеолы, что является упругим основанием. Сложность решения в этих случаях достаточно подробно обсуждена в [13, 14].

Естественно, рассмотренная номенклатура основных понятий, терминов, определений и зависимостей является неполной и отражает содержание задач по биомеханическому анализу в челюстно-лицевой хирургии и стоматологии, рассмотренных в [13, 14, 15]. При решении других задач она может быть расширена в соответствии с возникающими потребностями.

Заключение. Перспективы дальнейших исследований. Рассмотренный глоссарий основных понятий, терминов, определений и зависимостей в биомеханике применительно к запросам челюстно-лицевой хирургии и стоматологии позволил специалистам разных направлений провести согласование позиций и успешно сотрудничать при разработке таких сложных конструкций, требующих глубокого биомеханического анализа, как мостовидные протезы на имплантатах, включая субпериостальные имплантаты; условно-съёмные протезы; пост резекционные протезы для верхней челюсти и т.д.

Глоссарий может быть дополнен, в том числе, с более глубокими толкованиями, при расширении сферы научных и практических интересов, как соавторов, так и других специалистов, интересующихся биомеханическим обоснованием решений, принимаемых в клинике при подготовке, проведении и постоперационном сопровождении больного.

Литература

1. Алямовский А.А. SolidWorks 2007/2008. Компьютерное моделирование в инженерной практике / А.А. Алямовский – СПб.: БХВ-Петербург, 2008. – 1040 с.

2. Большая советская энциклопедия, 1970. – Т. 3. – С. 1062.
3. Бранков Г. Основы биомеханики / Г. Бранков; Перев. с болг. – М.: Мир, 1981. – 254 с.
4. Гаврилов Е.И. Ортопедическая стоматология / Е.И. Гаврилов, А.С. Щербаков: Учебник 3-е изд., перераб. и доп. – М.: Медицина, 1984. – 576 с.
5. Капуто А.А. Роль биомеханики при терапии пародонта / А.А. Капуто, Р.С. Вайл (Caputo A.A., Wylie R.S.) // Пародонтология. – СПб., 1998. – № 3 (9). – С. 45-52.
6. Патент України на корисну модель №50973 МПК А61С13/00. Безпосередній резекційний пластинковий протез верхньої щелепи (резекційний пластиковий протез Левандовського – Белікова) / Р.А. Левандовський, О.Б. Беліков; опубл. 2010. Бюл. № 12.
7. Патент України на винахід № 90946 С2, МПК А61С 3/00. Ключ для зняття часткового знімного протезу індивідуального користування / Р.А. Левандовський; опубл. 2010. Бюл. №11.
8. Миш К.Е. Ортопедическое лечение с опорой на дентальные имплантаты / К.Е. Миш; пер.с англ. – М.: Рид Элсивер, 2010. – 616 с.
9. Неспрядько В.П. Дентальна імплантологія. Основи теорії та практики / В.П. Неспрядько, П.В. Куц. – Харків: ВПП «Контраст», 2009. – 292 с.
10. Советский энциклопедический словарь / Гл. ред. А.М. Прохоров. – изд. 4-е – М.: Сов. энциклопедия, 1987. – 1600 с.
11. Суров О.Н. Современная практика субпериостальной имплантации / О.Н. Суров // Новое в стоматологии. – М., 2009. – № 4. – С. 2-22.
12. Хватова В.А. Клиническая гнатология / В.А. Хватова. – М.: ОАО «Издательство «Медицина», 2005. – 296 с.
13. Чуйко А.Н. Особенности биомеханики в стоматологии: монография / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк. – Х.: Прапор, 2006. – 304 с.
14. Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии: монография / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский. – Х.: Изд-во «Форт», 2010. – 516 с.
15. Об особенностях биомеханики мостовидных протезов в зависимости от состояния опорных зубов и имплантатов разных типов / А.Н. Чуйко, О.Н. Суров, И.А. Шинчуковский [и др.] // Укр. стоматол. альманах. – 2011. – № 4. – С. 60-66.
16. Mimics 12. Пакет обработки изображений. Базовый обучающий курс. – Materialise. – 2008. – С. 82.
17. Mow C. Basic Orthopedic Biomechanics / C. Mow, W.C. Hayes // New York, 1991.
18. Параскевич В.Л. Дентальная имплантология / В.Л. Параскевич // Основы теории и практики: науч.-практ. пособие. – Мн.: ООО «Юнипресс», 2001. – 368 с.
19. Букаев М. Дентальная имплантология / М. Букаев, А. Суров, О. Суров // Учебный материал (пособие) для врачей-стоматологов, занятых общей практикой, стоматологов-резидентов, а также студентов стоматологических факультетов медицинских вузов. – Алматы: Раритет, 2004. – 104 с.
20. Левандовський Р.А. Види кортикальної фіксації в дентальній імплантації / Р.А. Левандовський // V Український Міжнародний конгрес [«Стоматологічна імплантація. Остеоінтеграція» 27-28квітня 2012]. – К., 2012. – С. 174-176.
21. Левандовський Р.А. Інтелектуальні зубні протези. / Р.А. Левандовський // V Український Міжнародний конгрес [«Стоматологічна імплантація. Остеоінтеграція» 27-28квітня 2012]. – К., 2012. – С. 278-279.

ГЛОСАРІЙ ОСНОВНИХ ПОНЯТЬ, ТЕРМІНІВ, ВИЗНАЧЕНЬ, ЗАЛЕЖНОСТЕЙ В БІОМЕХАНІЦІ СТОСОВНО ДО ЩЕЛЕПНО-ЛИЦЕВОЇ ХІРУРГІЇ ТА СТОМАТОЛОГІЇ

А.М. Чуйко, Р.А. Левандовський, О.Б. Беліков, І.А. Шинчуковський, Р.С. Алимбаєв

Резюме. На основі аналізу джерел літератури складено глосарій основних понять, термінів, визначень і залежностей в біомеханіці стосовно щелепно-лицевої хірургії та стоматології.

Глосарій дозволив фахівцям різних напрямів провести узгодження позицій і успішно співпрацювати при розробці таких складних конструкцій, які потребують глибокого біомеханічного аналізу, як мостоподібні протези на імплантатах, включаючи субпериостальні імплантати, умовно-знімні протези, пострезекційні протези для верхньої щелепи.

Ключові слова: глосарій, поняття, терміни, визначення, залежності, біомеханіка, імплантологія, щелепно-лицева хірургія, стоматологія.

**GLOSSARY OF BASIC CONCEPTS, TERMS, DEFINITIONS AND RELATIONSHIPS
IN RELATION TO THE BIOMECHANICS OF ORAL AND
MAXILLOFACIAL SURGERY AND DENTISTRY**

A.N. Chuiko, R.A. Levandovskiy, O.B. Belikov*, I.A. Shynchukovskiy**, R.S. Alymbayev****

Abstract. Based on an analysis of literary sources, a glossary of basic concepts, terms, definitions and relationships in relation to the biomechanics of oral and maxillofacial surgery and dentistry has been compiled.

The glossary enabled specialists of different orientations to coordinate their positions and cooperate successfully in the development of such complex structures that require a deep biomechanical analysis, as bridges on implants, including subperiosteal implants, conventionally removable prosthetics, post resection prostheses for the upper jaw.

Key words: glossary, concepts, terms, definitions, dependencies, biomechanics, implantology, maxillofacial surgery, dentistry.

Bukovinian State Medical University (Chernivtsi)

** National Medical University named after A.A. Bohomolets (Kyiv)

*** Kirghis State Medical Academy

Рецензент – доц. Н.Б. Кузняк

Buk. Med. Herald. – 2012. – Vol. 16, № 2 (62). – P. 201-212

Надійшла до редакції 02.03.2012 року

© А.Н. Чуйко, Р.А. Левандовский, А.Б. Беликов, И.А. Шинчуковский, Р.С. Алымбаев, 2012

**Науково-практична конференція
з міжнародною участю**

**«Актуальні питання клінічної ендокринології
та ендокринної хірургії»**

**15-16 листопада 2012 року
м. Київ**

Адреса оргкомітету:

Український науково-практичний центр ендокринної хірургії,
трансплантації ендокринних органів і тканин МОЗ України
Кловський узвіз, 13а
м. Київ, 01021
тел. (044) 564-09-20, 560-75-46