

БИОМЕХАНИКА В ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ХИРУРГИИ И СТОМАТОЛОГИИ – ОСОБЕННОСТИ, ВОЗМОЖНОСТИ, РЕЗУЛЬТАТЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ



Редколлегия журнала «Український стоматологічний альманах» предлагает вниманию читателей беседу заместителя главного редактора профессора Короля М.Д. с Чуйко Анатолием Николаевичем, который является соавтором монографии «Особенности биомеханики в стоматологии» (2006 г.) и более 85 статей по биомеханике в челюстно-лицевой хирургии и стоматологии, опубликованных в журналах «Стоматолог» (Харьков), «Вісник стоматології» (Одесса), «Новини стоматології» (Львов), «Проблеми сучасної медичної науки та освіти» (Харьков), «Український стоматологічний альманах» (Полтава), «Травма» (Донецк), «Наука в олимпийском спорте» (Киев), «Современная стоматология» (Киев), «Новое в стоматологии» (Москва), «Ортодонтия» (Москва), «Пародонтология» (Санкт-Петербург), «Российский журнал биомеханики» (Пермь), «ДенталЮг» (Краснодар).

М.Д.: Анатолий Николаевич, наш первый вопрос поставим несколько по-другому, нетрадиционно. Как Вы, военный

авиационный инженер, полковник, специалист по прочности самолетов, вертолетов и ракет, «опустились» до биомеханики?

А.Ч.: Я с удовольствием попытаюсь ответить на этот вопрос, так как он позволит мне коснуться и своей юности. Мальчик из глухой белорусской деревни после поступления в Калининское суворовское военное училище мог быть отчислен из него из-за слабого русского языка, а окончил это училище с золотой медалью. Хотя я никогда не был круглым отличником, но мой жизненный опыт показывает, что отличники в науке легко приживаются и достигают определенных успехов. Мой дипломный проект, завершающий обучение в инженерном военном училище, на тему «Стратегическая ракета для запуска спутника-разведчика на стационарную орбиту» не только получил оценку «отлично», но и вызвал определенный интерес у преподавателей списком использованной литературы. Умение и желание работать с литературой – очень важная составляющая любой научной деятельности, которая, надеюсь, помогает мне до сих пор.

Тот период жизни, который мы называем зрелостью, прошел в армии и сопровождался как относительно высокими взлетами, так и неудачами. Очевидно, мне частично повезло, так как после Карибского кризиса, в котором я принимал самое активное участие, дальнейшая моя служба проходила в военных вузах. Защитил кандидатскую диссертацию на тему «Некоторые динамические задачи теории круговых оболочек» – так в нескромном варианте звучало исследование воздействия ударной волны на корпус ракеты и самолета. Продолжительное время читал курс

«Строительная механика самолета и вертолета». Подготовил к защите докторскую диссертацию «Несущая способность упругих систем при сильном изгибе их элементов», которая была поставлена на очередь к защите в Институте механики АН УССР. К сожалению, развал Советского Союза и плановая демобилизация из рядов Советской Армии не позволили этим планам реализоваться. Долгое время занимался обычной педагогической деятельностью, но, очевидно, какая-то внутренняя потребность и, вообще говоря, случайное приглашение на работу по совместительству (в период, когда многие ученые подались в «челночный бизнес» или «реализаторами» на рынок) в лабораторию биомеханики Харьковского НИИ ортопедии и травматологии им. проф. М.И. Ситенко существенно изменили мою дальнейшую жизнь. Знакомясь с литературой по новой специальности, я сделал вывод, что здесь еще очень много белых пятен и недостаточно внимания со стороны специалистов, владеющих методами классической механики. Среди вопросов общей ортопедии и травматологии я обращал внимание и на работы в челюстно-лицевой хирургии и стоматологии. Через некоторое время написал «ученическую» статью по биомеханике в стоматологии, а затем, как мне кажется, мои работы становились все актуальнее и глубже. Можно считать, что у меня в науке появилось второе дыхание, и я готов посвятить этому направлению всю оставшуюся жизнь. Но более детально эту тему, надеюсь, мне удастся раскрыть, отвечая на Ваши следующие вопросы.

М.Д.: Как Вы охарактеризуете современное состояние науки «Биомеханика в челюстно-ли-

цевой хирургии и стоматологии»?

А.Ч.: Считаю это направление очень перспективным, позволяющим подготовленному специалисту принимать обоснованные (оптимальные) решения на всех этапах жизненного цикла пациента с предсказанием долговечности любой реставрации. Базируются современные достижения в биомеханике, в первую очередь, на современных компьютерных технологиях - системах CAD/CAM/CAE. CAD – компьютерный дизайн, или компьютерное конструирование; CAM – компьютерная помощь в производстве, включая передачу информации в центр изготовления изделия; CAE (Computer Aided Engineering) – компьютерная помощь в инженерных расчетах, как правило, на базе метода конечных элементов (МКЭ).

Внедрение компьютерных технологий в медицину в последние годы распространяется все шире, проникая во все новые области и обеспечивая различные научные направления. Так как первые две системы - CAD/CAM достаточно часто и детально обсуждаются в специализированной стоматологической литературе, остановимся более подробно на системе CAE и ее взаимосвязи с двумя первыми. В биомеханике особенно плодотворным оказалось использование специализированных программ по оценке напряженно-деформированного состояния (НДС) технических систем, основанных на таком современном методе механико-математического моделирования как метод конечного элемента. МКЭ – международный стандарт для решения задач механики твердого тела посредством численных алгоритмов. Достаточно сказать, что ни один мост, ни один самолет и т.п. не сертифицируются международными организациями, если они рассчитаны без применения этого метода. В последние годы этот метод получает все большее применение в биомеханике вообще, а также в челюстно-ли-

цевой хирургии и стоматологии, в частности. Об этом свидетельствуют многочисленные статьи и материалы последних международных конгрессов, конференций и симпозиумов. В медицине, как и в технике, широко используются программные комплексы «ANSYS», «ABAQUS», «SolidWorks/COSMOS-Works» и др.

Процесс моделирования любого объекта (создания расчетной схемы) начинается с геометрических построений, трудоемкость которых может быть соизмерима с затратами на весь проект. При этом до недавнего времени, как правило, разрабатывались и анализировались идеализированные модели, которые могли существенно отличаться от, например, челюсти конкретного (реального) пациента. Ситуация изменилась кардинальным образом после создания лауреатами Нобелевской премии (1979) Г. Хаунсвилдом и А. Кормаком компьютерной томографии (СТ), которая не только стала одним из важнейших методов диагностики в медицине, но и заложила основу в построении трехмерных (3D) изображений исследуемых объектов. В настоящее время широко рекламируются программные системы «SimPlant», «Implant-assistant», «3D-DOCTOR», «MIMICS» («Materialise») и др., которые позволяют от 2D компьютерных срезов перейти к 3D изображениям с их последующим экспортом в программы, производящие анализ на основе МКЭ. Эти программы обладают разными возможностями и разной сложностью.

В одном программном комплексе могут быть соединены различные системы CAD/CAE. В нашем случае объединение возможностей программных систем «MIMICS» («Materialise») и «SolidWorks/COSMOSWorks», которым мы отдаем предпочтение по ряду их технологических возможностей, дает в руки исследователей и практикующих врачей мощный инструмент, позволяющий не только обоснованно планировать операцию, но

и прогнозировать ее как ближайшие, так и отдаленные результаты.

Как всегда при развитии в науке и технике, одно достижение вызывает развитие в других смежных областях. Конечно-элементное моделирование и анализ в медицине получают новые, практически неограниченные возможности, если оно строится на базе компьютерной томографии, так как появляется возможность строить не канонические или идеализированные модели, а модели, максимально приближенные к конкретному пациенту, как по геометрии, так и по свойствам мягких и костных тканей. Появляется возможность создания системы СТ/CAD/CAE/CAM, объединяющей технологические достижения нескольких популярных программ, реализующих современные компьютерные технологии. Практически эта система использована в [4] при исследовании особенностей конструирования, фиксации и стабилизации субпериостальных имплантатов и в [21] при анализе возможности разработки стоматологии без оттисков на примере мостовидного протеза. Более подробно эта система будет рассмотрена ниже, если последуют соответствующие вопросы. Предлагаемая система СТ/CAD/CAE/CAM может быть использована челюстно-лицевыми хирургами, ортопедами-стоматологами, имплантологами, ортодонтами, в ортопедии позвоночника и суставов и т.п., позволяя моделировать любые элементы реконструкции, не вскрывая предварительно операционное поле, а, говоря образно применительно к стоматологии, «без заглядывания в рот пациенту». Основной объем работ при ее использовании может быть выполнен специалистами среднего звена. Внедрение предлагаемой системы в практику потребует не только глубокой переподготовки врачей-стоматологов, но и, в первую очередь, зубных техников, а также соответствующего методического обеспечения.

В предисловии к монографии «Особенности биомеханики в стоматологии» [1] отмечается: «Уже недалеко то время, когда пациент будет приходить на прием к лечащему врачу не только с рентгеновским снимком больного зуба, а с виртуальной конечно-элементной моделью своих челюстей со всеми зубами, куда уже внесены последние данные рентгенографии (в том числе внутриротовой), томографии, телерентгенографии, компьютерной рентгенографии и т.п., с учетом свойств костных тканей в зависимости от пола, возраста и типа заболевания. План лечения и возможные виды реставрации будут определяться после анализа такой модели».

В настоящее время это положение приобретает реальные очертания. Анализ некоторых работ последних лет подтверждает актуальность поставленной в предыдущем абзаце задачи, необходимость систематизации применяемых подходов и углубления технологических приемов в решении конкретных задач. При этом следует понимать, что любая реконструкция не может сделать систему лучше, чем ее создала природа в процессе эволюции, но биомеханический анализ позволяет из нескольких возможных решений выбрать лучшее, наиболее близкое к норме. Т.е. следует четко осознавать, что биомеханика, не являясь панацеей, дает в руки подготовленного специалиста новую, дополнительную базу данных [2].

М.Д.: Какие основные сложности Вы видите в освоении и реализации возможностей биомеханики?

А.Ч.: К сожалению, сложностей и затруднений очень много. Ведь вся система CAD/CAM/CAE – это, в первую очередь, система знаний, базирующаяся на инженерном подходе. Несмотря на существенные успехи, достигнутые в последние годы, возможности биомеханики реализуются еще

недостаточно, особенно в лечебных медицинских учреждениях. Причин здесь несколько: это и общая недостаточность финансирования, не позволяющая привлечь к решению необходимых задач специалистов узкого профиля; и сложность самой дисциплины, особенно для врачей – основных потребителей ее результатов, не имеющих необходимой подготовки по механике; и недостаточная на доступном уровне пропаганда ее возможностей и достижений.

Для сравнения можно отметить, что в технических вузах подготовка инженера механического профиля включает целый ряд общенаучных дисциплин, таких как теоретическая механика, сопротивление материалов, теория упругости, теория пластичности и ползучести, статика и динамика сооружений, строительная механика и др. В машиностроительных вузах основы всех этих дисциплин часто объединяются в рамках одной дисциплины «Прикладная механика». При серьезной и глубокой постановке задач биомеханики владение всеми основными понятиями и методами этих дисциплин также необходимо. С одной стороны, курс биофизики, читаемый в стоматологических вузах, не может перекрыть все потребности для освоения биомеханики. С другой стороны, система CAD/CAM/CAE – это сложный комплекс разных компьютерных программ, и их освоение, как теоретическое, так и практическое, требует и времени, и методического обеспечения. Такую задачу может решить только специальная дисциплина «Биомеханика», как с общими вопросами биомеханики, так и специализированными для челюстно-лицевых хирургов, ортопедов, имплантологов, ортодонтот и т.п. На наш взгляд, специальность «Биомеханика» будет также востребована, как и зубного техника, а со временем здесь возможны и их взаимное обогащение и взаимопроникновение на основе современных научных знаний. О такой перспективе мы, очевидно,

сможем поговорить ниже, используя конкретные примеры.

Отсутствие необходимых знаний у основных потребителей достижений биомеханики – практикующих врачей приводит к негативному отношению к самой дисциплине. Приведу такой пример. Профессор, член-корреспондент АМН, просматривая работу по биомеханике, совершенно искренне и естественно сказал: «Ну, формулы я пропускаю». А ведь в формуле может содержаться столько взаимосвязей, что их анализ займет не одну страницу. Одна из первых моих аспиранток, просматривая предложенный ей материал и увидев «эти ужасные формулы», не вышла из вагона метро и проехала в депо.

Все современные компьютерные технологии построены на численных математических методах. Очевидно, знать их суть врачу трудно и, возможно, не обязательно. Но уметь готовить исходные данные, анализировать и внедрять полученные результаты – необходимо. В медицине широко распространены качественные оценки: «латерально», «медиальнее» и т.п. Например, можно сказать: человек средних лет, среднего роста и средней комплекции. Такое определение хорошо звучит в художественной литературе. В научной статье по биомеханике гораздо конкретнее будет звучать: мужчина 42 лет, ростом 175 см и весом 82 кг. Любое компьютерное моделирование требует больших массивов исходных данных, выраженных численно. Работать с числом (его размерностью, знаком, порядком) – это удел любого специалиста, обращающегося к биомеханике.

М.Д.: Какие общие понятия, принципы, соотношения в биомеханике можно выделить?

А.Ч.: В «Большой советской энциклопедии» (БСЭ, 3, 1062. 1970) дается такое определение: «**БИОМЕХАНИКА** (от *био...* и *механика*) – раздел биофизики, изучающий

механич. свойства живых тканей, органов и организма в целом, а также происходящие в них механич. явления... Обычно термин «Б.» применяют к учению о движениях человека и животных». К сожалению, до недавнего времени (середина 20 в.) большинство исследователей трактовали задачи биомеханики именно как науку о движениях. Как отмечено выше, базирование биомеханики на последних компьютерных технологиях потребовало и обогащения в терминологии (аббревиатура CAD/CAM/CAE и пр.). Соглашаясь с утверждением, что «о терминологии не спорят, о ней договариваются», мы [1] попытались ввести и обосновать новый термин «глубокий биомеханический анализ», понимая под ним не только анализ усилий, возникающих при взаимодействии различных частей организма, но и исследование напряженно-деформированного состояния (НДС) любой структурной составляющей организма на основе, как правило, МКЭ.

Одним из основных соотношений при «глубоком биомеханическом анализе» является условие прочности, которое формулируется достаточно четко и просто: необходимо определить действующие напряжения (в простейшем случае – сила, деленная на площадь) и сравнить их с допустимыми (разрушающими, предельными). Основным смысл получаемого в этом случае неравенства – действующие напряжения не должны превышать значения разрушающего (травмирующего) напряжения для каждой структурной составляющей зубочелюстного сегмента (ЗЧС).

Мы еще раз обсуждаем это, одно из основных соотношений сопротивления материалов, которое рассматривали и применительно к расчету челюсти человека [3], и к расчету субпериостальных имплантатов [4], потому что от его понимания зависит и понимание всего процесса биомеханического анализа. 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 патологоанатомических исследованиях, так и живых тканей в зависимости от пола, возраста, типа заболевания и пр. Кроме того, мы считаем, что устанавливать для костных тканей показатели типа *разрушающие (допускаемые) напряжения*, как в металлах, не совсем информативно. Здесь, очевидно, более продуктивно ввести показатель *травмирующие напряжения* костной и мягкой тканей [1]. (Отметим, что в ортодонтии за такие напряжения принимают величину, равную капиллярному давлению крови). Однако еще раз подчеркнем необходимость различия между разрушающими напряжениями, полученными *in vitro*, и травмирующими напряжениями *in vivo*.

Таким образом, при биомеханическом исследовании возникает триединая задача, которую условно можно выразить в виде трех взаимосвязанных понятий: НАГРУЗКА – СВОЙСТВА КОСТНЫХ ТКАНЕЙ (МЕТАЛЛА) – ГЕОМЕТРИЯ.

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 – если мы не знаем количественных прочностных характеристик кости

конкретного пациента, то все наши рассуждения будут носить качественный характер – нужно больше, нужно меньше.

При расчете на прочность любого конструкционного элемента свойств материалов от производителей может быть недостаточно даже при их наличии. Так как литье производится, как правило, в литейной лаборатории по месту расположения клиники, свойства металла могут измениться. В идеале нужно отлить образцы по технологии, используемой в конкретной клинике, и на них провести необходимые механические испытания. Это будет условием, что Вы точно знаете, какой конструкционный элемент устанавливаете пациенту в рот.

ГЕОМЕТРИЯ – это собственно и есть построение модели и ее рационализация в соответствии с поставленными функциональными задачами. Следует всегда помнить, что модель может дать только те результаты, которые предусмотрены в ее функционировании.

Взаимосвязь этих трех понятий при современном уровне развития науки наиболее успешно может быть проанализирована с помощью МКЭ.

Дополним взаимосвязь, выражаемую условием прочности, следующим выводом: **поскольку величина жевательной нагрузки (и плечо ее действия) практически фиксированы, а механические свойства костных тканей конкретного пациента (травмирующее напряжение, в первую очередь) также изменяются в небольших пределах, единственным способом уменьшения напряжений в зонах концентрации является их рациональное распределение за счет оптимизации конструкции.**

В заключение обратимся к примеру из авиации – области техники, где вопрос об обеспечении безопасности человеческой жизни стоит на первом месте. Если самолет сделать очень прочным и жестким, он просто не будет летать. Поэтому расчетам на прочность

и жесткость в авиационной науке уделяется особое внимание. Большинство медицинских показателей и механических (прочностных) противоречивы. Только «**глубокий биомеханический анализ**» позволит любому конструкционному элементу, разработанному для реставрации, «летать», т.е. обеспечить и определить длительность его жизненного цикла.

В зависимости от наличия исходных данных и математического аппарата, привлекаемого для анализа, условие прочности может реализовываться по-разному. Исследование каждой из рассматриваемых задач в наших работах [1,4], как правило, разделяется на 3 стадии:

- исследование с использованием обычных соотношений механики (теоретической механики, сопротивления материалов, теории упругости и т.п.) на канонических моделях, что позволяет аналитически определить основные взаимосвязи и наметить план исследования;

- исследование на базе МКЭ с использованием упрощенных моделей, что позволяет обеспечить «чистоту эксперимента», т.е. исключить все несущественные факторы, присущие реальному объекту;

- исследование на базе МКЭ с использованием моделей, максимально приближенных к реальному объекту.

М.Д.: Какие основные достижения в биомеханике применительно к челюстно-лицевой хирургии и стоматологии можно выделить?

А.Ч.: Мне трудно оценить все достижения в биомеханике, несмотря даже на возможности современных электронных средств коммуникации. Позволю себе остановиться только на некоторых результатах и выводах, в основном полученных в наших работах после опубликования монографии [1], распределив их условно по разделам. Начнем с челюстно-лицевой

хирургии, так как этот раздел в монографии отсутствует.

Челюстно-лицевая хирургия [3, 5-10]. Несмотря на то, что миллиарды людей ежедневно пережевывают пищу по несколько раз в день, а тысячи ученых в прошлом и в наше время исследовали этот процесс, к сожалению, в известной нам литературе представление биомеханики этого процесса глубже, чем плоский рычаг второго рода, не рассматривается. В то же время нагрузки на челюсти и характер их распределения в норме являются основой для исследования многих вопросов ортопедии, челюстно-лицевой хирургии и т.п.

Более детальный анализ на основе расчетных схем в виде как плоской, так и пространственной рамы показывает, что биомеханика процесса откусывания и жевания (особенно одностороннего) существенно различается. Установлено, что при разжевывании пищи сила, развиваемая жевательной мышцей, более чем в 5 раз превышает силу при откусывании, но величины изгибающих моментов, возникающих в углу тела нижней челюсти, практически не изменяются (из-за изменения плеч передачи нагрузки). В этом, можно предполагать, и состоит «мудрость» эволюции. При одностороннем жевании фронтальная часть нижней челюсти работает на кручение, чем, очевидно, и объясняется характерный массивный профиль этого участка. Эта особенность выявлена только при рассмотрении челюсти в виде пространственной рамы. При откусывании пищи коэффициент запаса прочности нижней челюсти имеет значение более 15 и определяется прочностными свойствами кости пациента. Такой вывод в известной нам литературе отсутствует и его значение, даже приближенное, может быть использовано в практических приложениях.

Несмотря на то, что в процессе эволюционного развития «человек получил в подарок одну из самых прочных своих деталей», нижняя челюсть человека является и

одной из наиболее травмируемых частей человеческого организма. Перелом нижней челюсти разного типа - случай достаточно часто встречающийся в практике челюстно-лицевой хирургии, который требует неотложного вмешательства. Одним из наиболее широко распространенных способов хирургического лечения переломов нижней челюсти является остеосинтез накостными мини-пластинами. У любого хирурга, даже с богатым опытом, перед началом операции возникает вопрос: «Какой тип и какое количество пластин использовать для фиксации отломков?» Ответим на этот вопрос с позиций биомеханики, сразу подчеркивая, что такой анализ должен восприниматься любым хирургом как новая дополнительная база данных, помогающая принять оптимальное решение. Биомеханическое сопровождение таких операций, несмотря на их, вообще говоря, классический характер, в литературе освещается еще явно недостаточно. Повторим выводы, вытекающие из наших работ, имеющие не только теоретическое, но и практическое значение.

1. Неподвижность отломков может быть обеспечена одной пластиной, прикрепляемой двумя винтами к каждому отломку. Расстояние между винтами (у одного отломка) должно быть максимально возможным и ограничиваться только степенью травматичности хирургического доступа. Винты, примыкающие к щели перелома, нагружаются максимально. Чем меньше расстояние между крайними винтами, расположенными по разные стороны от щели перелома, тем меньше усилие, передаваемое на костную ткань. Ограничивается уменьшение расстояния до края щели перелома местными напряжениями, которые не должны превышать величину разрушающих (травмирующих) для кости на этом участке.

2. Одна мини-пластина до образования костной мозоли прочность соединения (собственную прочность и жесткость) при дейс-

твии жевательной нагрузки, как правило, не обеспечивает. Необходимые прочность и жесткость пластин могут быть рассчитаны для каждого конкретного случая.

3. Прикрепление прямой накостной пластины к отломку тремя винтами нерационально, так как прочность фиксации это не повышает, а травматичность оперативного вмешательства увеличивает. Но всегда следует помнить, что «лишний» винт – резервный путь передачи нагрузки. Максимально нагруженный винт (ближайший к перелому) может вызвать резорбцию костной ткани, после которой «в работу» вступит и «лишний» винт.

4. В начальный момент процесса остеосинтеза отломок, содержащий ветвь челюсти, имеет повышенную подвижность, так как крутильная жесткость мини-пластины может быть недостаточной.

5. Использование Т-образных и Х-образных накостных пластин устанавливает более щадящий режим воздействия на костную ткань, чем при обычной прямой пластине.

6. При расчете на прочность соединений с использованием сетчатых пластин с успехом могут быть применены методы дисциплин «Сопротивление материалов» и «Детали машин».

7. Расчеты на прочность костных тканей имеют тем больший успех, чем точнее известны прочностные характеристики костной ткани конкретного пациента (или известна статистика прочности кости в зависимости от пола, возраста, типа заболевания и пр.).

8. Анализ соединений с учетом работы винтов самонарезающих (соединений с натягом) наиболее успешно может быть проведен с использованием конечно-элементного анализа.

Подчеркнем, что все эти результаты и выводы получены на основе анализа упрощенных схем с использованием обычных соотношений механики (теоретической механики, сопротивления материалов и т.п.) на канонических мо-

делях. Естественно, эти результаты могут быть уточнены и дополнены с использованием МКЭ.

Ортопедия [11-14, 21]. Начнем анализ с наиболее характерной несъемной ортопедической конструкции – мостовидного протеза. В популярном учебнике (Гаврилов Е.И., Щербakov А.С. Ортопедическая стоматология. - М.: Медицина, 1984) отмечается: *«Термин «мостовидный протез» заимствован из техники и отражает инженерные особенности конструкции. Сходство мостовидных протезов со строительными сооружениями – мостами чисто формальное, основанное на том факте, что мостовидный протез, как и любой мост, имеет опоры. Однако на этом сходство заканчивается, и выступают коренные различия. Шоссейный мост лежит своими сваями на неорганической породе, тогда как протез опирается на естественные зубы, передавая через них нагрузку на пародонт – аппарат, филогенетически приспособленный для этих целей. Пародонт, естественно, отвечает на это соответствующими реакциями тканей, знание которых помогает правильно планировать конструкцию мостовидного протеза, используя при этом наилучшим образом его качества. Несмотря на то, что термин «мостовидный протез» отражает технические, а не лечебные свойства, он применяется стоматологами всего мира, и сейчас нет другого слова или сочетания слов, которым можно его заменить».* Мы [1] отмечали два обстоятельства в связи с приведенной обширной цитатой. Во-первых, подобие между мостовидным протезом и мостом как инженерным сооружением не только в том, что у них имеются опоры, а значительно более широкое. Например, упругость грунта под опорами учитывается и при строительстве мостов, что дало толчок к развитию такой научной дисциплины как «механика грунтов». Во-вторых, здесь как бы подчеркивается независимость биомеханики мостовидных протез-

зов от всего комплекса дисциплин, «обслуживающих» процесс проектирования и создания мостов, среди которых следует выделить теорию упругости, сопротивление материалов, строительную механику, металлические конструкции, материаловедение и целый ряд других дисциплин, получивших бурное развитие именно благодаря запросам научно-технического прогресса. Несколько ранее в этом учебнике отмечается: *«Клиническая картина при частичной потере зубов разнообразна и часто бывает очень сложной. Это зависит не только от разнообразия дефектов, их сочетаний, но и от причины дефекта, особенностей прикуса, состояния твердых тканей и пародонта оставшихся зубов, наконец, от возраста больного и различных сопутствующих заболеваний как местного (аномалии, пародонтопатии), так и общего характера (диабет, нарушение кровообращения и др.). Даже при двух одинаковых дефектах у различных пациентов клиническая картина не повторяется. В каждом случае будут свои особенности, требующие иного решения ортопедических задач. Следовательно, не может быть стандартного решения и в каждом конкретном случае лечение надо планировать после тщательного изучения совокупности всех симптомов».* Именно в силу этих обстоятельств биомеханический анализ мостовидных протезов представляет собой достаточно сложную задачу. Продолжая сравнение мостовидного протеза с инженерным сооружением, подчеркнем, что инженеру всегда задана нагрузка (грузоподъемность моста), он хорошо знает механические свойства применяемых материалов и в его задачу (в соответствии с условием прочности, см. выше) входит создание рациональной конструкции (минимального веса, т.е. стоимости). У ортопеда задача не проще, так как он только приближенно знает нагрузку (при наличии гнатодинамометрических данных) и очень плохо знает несущ-

щую способность опорных зубов. При этом нагрузка, которая воспринималась здоровым зубным рядом, должна восприниматься, как правило, уже больными опорными зубами (даже при наличии дополнительных опор в виде имплантатов).

В [1] в качестве альтернативы 3D модели предложена плоская модель зубного ряда, содержащая зубы 3,4,5,6,7,8. Конфигурация каждого зуба в медиально-дистальном сечении строилась в соответствии с масштабированными схемами (по Ash) с разделением на коронковую и корневую части. Зубочелюстной сегмент, соответствующий каждому зубу, включал периодонтальную щель и костное вещество с разделением на компактную и губчатую кости. Профиль периодонтальной щели и свойства периодонта моделировались особенно тщательно. Разработана методика сохранения адекватности плоской и объемной моделей зубного ряда. На основе этой модели проведен анализ НДС зубного ряда в норме, при удалении второго премоляра, при удалении второго моляра, при установке мостовидного протеза с дефектом из одного и двух зубов, при различной ориентации жевательной нагрузки, при различных степенях резорбции костной ткани и для консольного мостовидного протеза с неподвижным и подвижным замковым соединением. Эти исследования продолжены в [11], где выполнен не только анализ НДС зубного ряда в норме, но и при включенном дефекте, ограниченном одним зубом, и после установки мостовидного протеза.

НДС отдельного зуба на базе 3D модели с включением всех основных структурных составляющих ЗЧС достаточно подробно проанализировано в [12] для однокорневого зуба и в [13] для многокорневого зуба, в том числе при резорбции костной ткани. В обоих случаях особое внимание уделялось роли периодонта. В [14] на базе 3D модели проведен ана-

лиз НДС зуба с внутриканальной вставкой.

Возможности 3D моделирования на базе СТ используются, на наш взгляд, еще далеко не полно. В [4] при исследовании особенностей конструирования, фиксации и стабилизации субпериостальных имплантатов модель ЗЧС строилась без оттисков, с использованием твердотельной модели, построенной как компьютерная модель, на основе предлагаемой нами методики. Ее новизна состоит в том, что модель, построенная в среде программы твердотельного моделирования, формирует как геометрические параметры кости, так и механические свойства, характерные физическому телу, с возможностью проведения биомеханического анализа. В [21] эта же методика использована при анализе возможности разработки элементов реконструкции, как стоматологии без оттисков, на примере мостовидного протеза.

Ортодонтия [1,15]. Среди всех стоматологических специальностей у ортодонтосов особое внимание уделяется необходимости контроля и дозирования сил, действующих на зубы со стороны ортодонтической дуги. Известные ортодонты утверждают, что практикующий ортодонт работает эмпирически, анализируя результаты, достигнутые на каждом из этапов, т.е. принимает решения постфактум, хотя и не отрицается польза более глубокого понимания происходящих при лечении процессов. Мы же считаем принципиальным, что каждый свой шаг ортодонт может и должен корректировать соответствующими расчетами, позволяющими предвидеть последующее поведение всей системы «ортодонтическая дуга – зубы».

Разработана методика оценки величины действующих сил и моментов на любом этапе процесса ортодонтического лечения. Можно рекомендовать, чтобы каждый шаг лечения (особенно этапы смены дуг) ортодонт корректировал соответствующими расчетами,

позволяющими предвидеть последующее поведение всей системы «ортодонтическая дуга–зубы». Тогда он сможет не только распознавать признаки применения чрезмерных сил, но и предупредить их. У практикующих ортодонтосов появляется новая – не качественная, а количественная база данных, которую можно использовать для прогнозирования как ближайших, так и отдаленных результатов лечения. Особенностью и достоинством предлагаемой методики является ее ориентация на достигнутое положение брекетов. Характерны момент начала лечения (после установки дуги) и моменты смены ортодонтических дуг. Исходной базой для расчета является взаимная ориентация в пространстве пазов соседних брекетов. Нормативная база для сил, допускаемых в процессе ортодонтического лечения, может быть построена на основе статистики, учитывающей биомеханическое сопровождение операций как отдельным врачом, так и в клинике и в отрасли либо при анализе корректно построенных конечно-элементных моделей зубочелюстного сегмента.

Имплантология [2,4,16-19, 22]. Начало исследования особенностей биомеханики в дентальной имплантологии нами проведено в [1]. На базе общих соотношений механики с использованием канонической расчетной схемы установлены величины реакций в наиболее характерных точках контакта имплантата с костной тканью, показатели функционального напряжения и показатели выносливости пародонта для разных зубов; на базе упрощенной 3D модели проанализированы особенности НДС цилиндрических и винтовых имплантатов, пластинчатых и фигурных имплантатов, а также субкортикальных имплантатов. В [16] рассмотрена возможность применения керамических имплантатов по форме корня зуба, а в [17] – биомеханика дентальных имплантатов в зависимости от их диаметра и длины.

Дальнейшее исследование биомеханики имплантатов происходило при активном участии проф. О.Н. Сухова. Продолжено начатое в [1] исследование проблемы шейки головки имплантата [18]. Получены аналитические и графические зависимости для расчета диаметра шейки головки имплантата в зависимости от величины жевательной нагрузки, ее отклонения от вертикали, длины головки и значения предела усталостной прочности материала имплантата. Оценка прочности шейки имплантата любым врачом может быть проведена как с помощью приведенных формул, так и с помощью разработанных графиков для каждого сочетания параметров имплантата, используемых в клинике. Для практического использования этих зависимостей необходимо знать величину предела усталостной прочности материала - показатель, который в паспортных данных на имплантаты приводится редко.

Анализ и углубление всех выказанных выше положений биомеханики применительно к имплантатам проведены на примере анализа особенностей дентальных субпериостальных (поднадкостничных) имплантатов (СИ), которые в среде дентальных имплантологов имеют как своих противников, так и сторонников. В одном из докладов О.Н. Сухова прямо поставлен вопрос: «Что мы предложим после тотальной атрофии челюстей в преклонном возрасте?». По мнению автора этого доклада и ряда других, для беззубого пациента СИ - последняя надежда получить несъемный протез. В процессе обоснования и подбора СИ для конкретного пациента особую роль может играть биомеханический анализ. При анализе таких конструкций и их взаимодействия с гребнем альвеолярного отростка челюсти возникают следующие задачи, связанные с определением прочности:

- прочность шейки головки имплантата;

- прочность каркаса имплантата, т.е. его опорной части;

- величина напряжений, возникающих в кости альвеолярного гребня;

- обоснование рациональной фиксации и стабилизации СИ.

Решение первой задачи, имеющей значение для всех типов имплантатов, достаточно подробно обсуждено выше. Вторая задача, которая фактически касается прочности металлического каркаса имплантата, но расположенного на упругом основании, каким собственно и является гребень кости, является достаточно сложной. В соответствии с принятым выше разделением решения любой задачи на стадии, которое наиболее полно реализовано применительно к СИ, в [2,4] рассмотрено представление каркаса СИ в виде рамы и арки. Показано, что часть жевательной нагрузки с зоны под головкой имплантата может быть передана на винты, фиксирующие ленту имплантата. Принятое обычно для локального имплантата развитие лент вдоль гребня кости можно считать нерациональным, повышающим травматизм операции. Альтернативой такому решению может служить наличие стабилизационной ленты в виде вертикальных стоек, передающих нагрузку на более плотные слои кости, расположенные, как правило, в нижней части тела челюсти.

Наиболее полно теоретические вопросы взаимодействия любой ленты СИ с упругим основанием исследованы в [19], где рассмотрены имплантаты с канонической формой конструкции опорной части, выполненной в виде круглой пластины или круглой ленты. Именно такие канонические модели, на наш взгляд, позволяют выявить некоторые биомеханические взаимосвязи. При проведении этого исследования использованы известные в литературе классические решения для упругой балки и пластинки на упругом основании и варьировались следующие параметры:

- конфигурация шейки обратно сферическая или цилиндрическая;

- толщина опорной пластинки;

- диаметр опорной пластинки;

- наличие вместо сплошной опорной пластинки опорной части в виде круговой ленты;

- опорная пластинка или лента переменного сечения;

- наличие резорбции костной ткани под опорной пластинкой;

- изменение ориентации горизонтальной составляющей горизонтальной компоненты жевательной нагрузки (вдоль поперечной ленты или перпендикулярно к ней).

На основе проведенного исследования можно сделать несколько практических рекомендаций:

1) Существенного уменьшения напряжений (за счет «вдавливания» головки имплантата) под центром опорной пластинки можно достичь только путем рационального моделирования толщины пластинки в этой зоне. Из анализа основных параметров НДС для опорной пластинки разной толщины можно сделать вывод: для реального значения толщины опорной пластинки ее влияние на напряжения и перемещения становится заметным после $h = 2$ мм.

2) Размеры и конфигурация стабилизационной ленты на механизм передачи нагрузки существенного влияния не оказывают и должны выбираться из условия устойчивости и неподвижности имплантата как твердого тела.

3) Применяемые для фиксации имплантата поперечные пропилены кости с соответствующим утолщением на стабилизационной ленте имплантата могут и должны быть совмещены с необходимым утолщением в зоне передачи нагрузки с головки на костную ткань. Этот эффект связан с тем, что изгибная жесткость увеличивается с ростом толщины в кубической зависимости, т.е. увеличение толщины в 2 раза приводит к увеличению жесткости в 8 раз и т.д. Здесь сразу обратим внимание на противоречивость увеличения механических

параметров, например, толщины для повышения жесткости, с медицинскими показателями. «Чем большее количество металла находится между костью и надкостницей, тем ниже уровень трофики надлежащей слизистой и подлежащей кости». Получаем классическую задачу на оптимизацию конструкции.

Следующим шагом в этом направлении следует считать анализ упрощенных моделей СИ, сохраняющих все основные размеры стабилизационных лент, расположенных на гребне кости, с конфигурацией ЗЧС, близкой к канонической, но с учетом упругости основания. В науке известно такое понятие как «чистота эксперимента». Поскольку решение на базе МКЭ фактически и является численным экспериментом, мы считаем очень полезным и эффективным проводить предварительный анализ с использованием МКЭ на упрощенных моделях, когда будут исключены все побочные эффекты, связанные со сложностью реального ЗЧС. В этом и состоит реализация принципа «от простого - к сложному». Решение на базе МКЭ подтвердило выводы о целесообразности конструирования стабилизационной ленты в виде вертикальных стоек, передающих нагрузку на более плотные слои кости, расположенные, как правило, в нижней части тела челюсти.

При исследовании моделей, максимально приближенных к реальному объекту, отметим принципиальное отличие 3D модели, построенной на базе обработки данных СТ с помощью программы «MIMICS», от компьютерной модели, построенной с использованием программы «SolidWorks». При использовании 3D модели, построенной программой «SolidWorks», она является твердотельной, т.е. ей можно присваивать любые механические характеристики; обрабатывать средствами программы «SolidWorks», включая получение литейных форм созданной модели; подвергать испытаниям под

нагрузкой, при любых температурных режимах и т.п. Результаты исследования моделей, максимально приближенных к реальному объекту, подтвердили ранее сделанный вывод, что размеры и конфигурация стабилизационной ленты на механизм передачи нагрузки существенного влияния не оказывают и должны выбираться из условия устойчивости и неподвижности имплантата как твердого тела. Так как существенные напряжения возникают в опорной ленте только в зоне передачи нагрузок от головки имплантата, то можно привести известный в механике принцип – **если конструкционный элемент не нагружен, т.е. не работает, то он лишний и должен быть исключен, если отсутствует обоснование его необходимости по медицинским показателям.** Тогда вопрос о границах (размерах) каркаса СИ будет обоснован, и можно осмысленно ответить на замечание Л. Линкова: «Например, я до сих пор не могу однозначно назвать точных границ каркаса имплантата».

Достаточно подробно с позиций классической механики в работе [4] проведены систематизация и анализ вопросов фиксации и стабилизации СИ. Показано, что для обеспечения фиксации СИ его можно рассматривать как твердое тело, а при анализе стабильности – как упругое тело.

В работе [22] исследование фиксации СИ продолжено с анализом особенностей фиксации СИ, как с помощью винтов, так и гвоздиков. Показано, что фиксирующие элементы в виде винтов создают зоны концентрации напряжений, которые частично могут быть уменьшены соответствующим профилированием резьбы. При обеспечении высокой степени остеоинтеграции вопрос об эффективности винтовых элементов фиксации можно считать дискуссионным. Фиксирующие элементы в виде гвоздиков с зубчиками являются альтернативным конструкционным решением, требующим углубленного как биомеханического,

так и клинического анализа. Варьироваться и анализироваться может как количество зубчиков, так и их конфигурация, например, в зависимости от направления основной нагрузки.

В целом, по исследованию особенностей биомеханики в дентальной имплантологии можно сделать следующие выводы.

1. Компьютерная томография и конечно-элементный анализ – мощные средства современного анализа в биомеханике. Компьютерная томография позволяет построить не только корректную геометрическую модель, но и после отработки методики по калибровке КТ-чисел в реальную плотность кости позволит получать основные механические характеристики костных тканей пациента фактически в режиме реального времени. Конечно-элементное моделирование является средством, позволяющим исследовать НДС зубочелюстной системы как в норме, так и при любых заболеваниях и видах реконструкции. Только рациональная конструкция, полученная с учетом биомеханического анализа, может обеспечить ее долговечность.

Как уже подчеркивалось, соединение в одном программном комплексе возможностей программной системы «MIMICS» («Materialise») и «SolidWorks/COSMOS-Works» дает в руки исследователей и практикующих врачей мощный инструмент, позволяющий не только обоснованно планировать операцию, но и прогнозировать ее как ближайшие, так и отдаленные результаты.

Корректность получаемых результатов зависит от точности определения компонентов жевательной нагрузки (по данным гнатодинамометрии и т.п.) для каждого пациента; точности построения геометрической модели (размеров, характера взаимодействия отдельных элементов и т.д.) и от точности задания механических свойств материалов и костных тканей конкретного пациента в зави-

симости от его пола, возраста и вида заболевания.

Последний фактор прокомментируем более подробно. При паспортизации любого металла в специализированных лабораториях экспериментально определяется целый ряд параметров: константы жесткости – модуль упругости, коэффициент Пуассона и пр.; прочностные характеристики – предел прочности, предел текучести, предел усталостной прочности и т.п. Очевидно, что описание поведения костных и мягких тканей человека требует не меньшей номенклатуры показателей, чем металлы. Но такая информация в необходимом объеме, как и методика их определения для конкретного пациента, отсутствуют. Частично эта проблема может быть решена, если известную в литературе классификацию кости по плотности дополнить основными механическими свойствами для каждого типа кости.

2. Проведенное исследование показало, что в реальном диапазоне соотношений жесткостей материалов имплантатов и костных тканей зона концентрации напряжений локализуется вокруг шейки имплантата. Наиболее эффективным средством снижения этого показателя является рациональное профилирование конструкции (первую очередь - толщины) в зоне передачи нагрузки с головки на костную ткань.

Для оценки прочности шейки имплантата могут быть разработаны графики для каждого сочетания параметров имплантата, используемых в клинике.

Размеры и конфигурация стабилизационной ленты СИ на механизм передачи нагрузки существенного влияния не оказывают и должны выбираться из условия устойчивости и неподвижности имплантата как твердого тела.

Применяемые для фиксации имплантата поперечные пропилены кости с соответствующим утолщением на опорной ленте имплантата могут и должны быть совмещены с необходимым утолщением в

зоне передачи нагрузки с головки на костную ткань.

3. Расположение опорных точек и точек фиксации СИ на гребне челюсти, особенно на больших расстояниях от головки имплантата (месте приложения жевательной нагрузки), нерационально с точки зрения механики, так как такая конструкция будет обладать большой подвижностью (малой стабильностью) за счет невысокой жесткости ленты СИ при изгибе. Фиксирующие элементы в виде гвоздиков с зубчиками являются альтернативным конструкционным решением по отношению к обычно применяемым винтам.

4. Для обеспечения требуемой жесткости всей системы наиболее эффективно обеспечивать передачу нагрузки к точкам опоры и фиксации с помощью конструктивных элементов, работающих, в основном, на сжатие (растяжение). Применительно к СИ такая конструкция реализуется за счет арочной опорной части, стойки которой можно фиксировать на наиболее плотных слоях челюсти.

5. «Карта плотности» кости позволит располагать опорные и фиксирующие элементы СИ наиболее рационально.

6. В авиации, где безопасность пассажиров и надежность самолета являются определяющими показателями при проектировании и летных испытаний используются так называемые *расчетные случаи* - горизонтальный полет, посадка, вираж и т.п. Разные элементы конструкции проверяются при всех расчетных случаях. Очевидно, и для СИ могут и должны быть разработаны стандартные расчетные случаи.

М.Д.: Какие перспективные исследования на базе биомеханики Вы видите?

А.Ч.: Как уже отмечалось выше, перспективы в исследованиях на базе биомеханики очень широкие. Мы остановимся только на тех воз-

можностях, которые так или иначе намечены в наших работах.

Некоторые перспективные исследования в рамках Проекта STCU обозначены на сайте www.anatolchuiko.narod.ru [20]. В соответствии с темой и целями Проекта предполагается провести следующие исследования:

1. Расчет на прочность тела нижней челюсти и мышечкового отростка при функциональных нагрузках и нагрузках при переломах разных типов. Расчет на прочность при лечении переломов с использованием мини-пластин и сетчатых пластинчатых имплантатов.

2. Обоснование выбора конструкции мостовидных протезов, учитывая количество и пространственное расположение (по данным компьютерной томографии) опорных зубов пациента.

3. Обоснование конструкции частичных съемных протезов путем анализа перераспределения жевательной нагрузки.

4. Анализ особенностей биомеханики денальных субпериостальных (поднадкостничных) имплантатов и обоснование их подбора для конкретного пациента.

Предполагается оформление заявок на авторские свидетельства (патенты):

1) «Электронный отпечаток кости (объекта)», под которым понимается замена общепринятой в стоматологии методики восковых отпечатков на электронный отпечаток на основе СТ, что существенно снизит травматичность операции и уменьшит ее стоимость, так как это исключит необходимость дорогостоящих стереолитографических моделей.

2) «Имплантант комбинированный», сочетающий особенности и достоинства субпериостальных (поднадкостничных) имплантатов и винтовых имплантатов.

3) «Ключ тарировочный» для дозирования усилий при установке имплантатов.

Во всех отмеченных выше специализациях - челюстно-лицевой хирургии, ортопедии, имплантоло-

гии, ортодонтии - биомеханические исследования могут и должны проводиться на базе 3D моделей, построенных, как правило, на базе СТ, т.е. с учетом не только геометрии, но и свойств мягких и костных тканей, присущих конкретному пациенту. При этом сложность модели может варьироваться в зависимости от поставленной задачи. Фактически мы предлагаем СТ/CAD/CAE/CAM систему, которая позволяет всю работу по планированию и подготовке реставрации проводить на базе целенаправленной СТ и, условно говоря, не требует на этом этапе «заглядывания в рот пациенту», т.е. не требует использования оттисковых ложек и пр. Достаточно обстоятельно такая технология рассмотрена в [4] на примере стоматологических шаблонов и субпериостальных имплантатов и в [21] на примере мостовидного протеза.

Для биомеханического обоснования принимаемых решений, особенно на этапе планирования операции, в бригаду должен

входить специалист, владеющий основами биомеханики хотя бы в степени, достаточной для проведения необходимых расчетов. Внедрение этого подхода в практику потребует как углубленных биомеханических исследований, так и накопления соответствующих статистических данных, а также внимания, в первую очередь, со стороны практикующих стоматологов для совместной разработки необходимых методических рекомендаций. Следует ожидать существенных изменений в уровне подготовки и характере работы зубных техников с опорой на современные компьютерные технологии.

М.Д.: Какие пути Вы видите для дальнейшей популяризации возможностей биомеханики в челюстно-лицевой хирургии и стоматологии?

А.Ч.: Во-первых, это продолжение решения актуальных задач по этой тематике с использованием

всех возможностей современных систем СТ/CAD/CAE/CAM и публикация статей, как на современном математико-механическом уровне, так и популярных, какой и является, на наш взгляд, эта беседа.

Во-вторых, это переиздание монографии «Биомеханика в челюстно-лицевой хирургии и стоматологии», т.е. с обязательным включением раздела «Особенности биомеханики в челюстно-лицевой хирургии». Материала для такой публикации достаточно. Дело в заинтересованных издательствах либо спонсорах.

В-третьих, чтение курсов лекций, как по общим вопросам биомеханики, так и специализированных для челюстно-лицевых хирургов, ортопедов, имплантологов, ортодонтот и т. п. На наш взгляд, специальность «Биомеханика» будет так же востребована, как и зубного техника.

В-четвертых, участие в работе мастер-классов. Вначале параллельно с ведущими специалистами, а затем и самостоятельно.

Литература

1. Чуйко А.Н. Особенности биомеханики в стоматологии: монография / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк. - Х.: Прапор, 2006. - 304 с.

2. Чуйко А.Н. О возможностях биомеханического анализа с использованием современных компьютерных технологий / А.Н. Чуйко // ДенталЮг. Краснодар.- 2009.- №6.- С.50-55.

3. Чуйко А.Н. Особенности расчетной схемы нижней челюсти человека как объекта исследования в биомеханике / А.Н. Чуйко, И.Н. Матрос-Таранец, В.Е. Вовк, А.В. Маргвелашвили // ДенталЮг.- 2008. - №10 (59).- С.62-68.

4. Чуйко А.Н. Об особенностях конструирования, фиксации и стабилизации субпериостальных имплантатов с позиций биомеханики / А.Н. Чуйко, О.Н. Суров, Р.С. Алымбаев // ДенталЮг. Краснодар.- 2009.- №8.- С.46-51; №9.- С.60-67.

5. Чуйко А.Н. Об особенностях биомеханики нижней челюсти в процессе жевания /А.Н. Чуйко // Пародонтология. Санкт-Петербург.- 2006.- №1.- С. 40-47.

6. Chuiko A.N. The peculiarities of biomechanics of the mandible during osteosynthesis with bone-borne plates with screws / Chuiko A.N., Kalinovsky D.K., Matros-Taranets I.N., Dufash I.K. // Journal of Biomechanics.- 2006.- Vol. 39, Suppl. 1.- P.565.

7. Чуйко А.Н. Особенности биомеханики нижней челюсти при остеосинтезе на костными пластинами с винтами / А.Н. Чуйко, Д.К. Калиновский, И.Н. Матрос-Таранец, И.Н. Дуфаш //Травма. Донецк.- 2006.- Т. 7, №3.- С.416-425.

8. Чуйко А.Н. Биомеханический анализ взаимодействия винтов самонарезающих с костной тканью при остеосинтезе на костными пластинами / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк, Д.К. Калиновский // Пародонтология. Санкт-Петербург.- 2008.-№2.- С. 39-47.

9. Чуйко А.Н. О некоторых особенностях расчета нижней челюсти при функциональной нагрузке / А.Н. Чуйко, А.В.Маргвелашвили // Российский журнал биомеханики. - 2009. - №2.- С.69-79.

10. Чуйко А.Н. Расчет на прочность элементов фиксации при переломах нижней челюсти и мыщелкового отростка / А.Н. Чуйко, А.В.Маргвелашвили // Стоматолог. Харьков. -2009. - №5.- С.34-39; №6.- С.31-35.

11. Чуйко А.Н. О биомеханике нижней челюсти человека при протезировании несъемными протезами / А.Н. Чуйко, А.В.Олейник // Российский журнал биомеханики. - 2009. - №1.- С.79-94.

12. Чуйко А.Н. Еще раз о биомеханике пародонта / А.Н. Чуйко// Пародонтология. Санкт-Петербург.- 2007.- №3.-Ч. 1.- С. 54-60; Ч. 2.- №4.- С. 45-51.

13. Чуйко А.Н. Об особенностях биомеханики многокорневого зуба в норме и при резорбции костной ткани / А.Н. Чуйко, Л.В. Уварова // Пародонтология. Санкт-Петербург.- 2008.- №1.- С.25-39.

14. Чуйко А.Н. Особенности биомеханики зуба с внутриканальной вставкой / А.Н. Чуйко, Н. Wolfgang, L. Arnold // Клиническая эндодонтия.- 2008.- Т. II, №3-4.- С.78-92.

15. Чуйко А.Н. О методике оценки величины сил, генерируемых ортодонтической дугой / А.Н. Чуйко, В.И. Гризодуб, Л.В. Смаглюк, Реда Али Халил // Украинський стоматологічний альманах. –2008.- №1.- С.24-30.

16. Чуйко А.Н. Имплантат по форме корня зуба. Биомеханический анализ / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк, М.Г. Романов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2007.- №3/4.- С.92-101.

17. Чуйко А.Н. О биомеханике дентальных имплантатов в зависимости от их диаметра и длины / А.Н. Чуйко, Д.Е. Холин // Стоматолог. Харьков.- 2008.- №3.- Ч.1.- С.60-64; Ч. 2.- №4.-С.50-55; Ч. 3.- №5.- С.47-50.

18. Суров О.Н. О прочности шейки имплантата / О.Н. Суров, А.Н. Чуйко, С.Т. Лебедев // Проблемы сучасної медичної науки та освіти. – 2008.- №1.- С.45-49.

19. Суров О.Н. Некоторые особенности биомеханики дентальных субпериостальных (поднадкостничных) имплантатов / О.Н. Суров, А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк, С.Т. Лебедев // Стоматолог. Харьков.- 2008. - №7.-Ч. 1.- С.40-46; Ч. 2.- №8.- С.44-51.

20. Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии / А.Н. Чуйко // Интернет-ресурс www.anatolchuiiko.narod.ru.

21. Чуйко А.Н. Возможна ли стоматология без отсисков? /А.Н. Чуйко // Стоматолог. Харьков.- 2009.- №12.- С.49-55.

22. Чуйко А.Н. Об особенностях биомеханики при фиксации субпериостальных имплантатов / А.Н. Чуйко, О.Н. Суров, Р.С. Алымбаев, И.А. Шинчуковский // Украинський стоматологічний альманах. – 2010.- №1.- С. 27-38.

Беседу провела М.Д. Король

*Стаття надійшла
21.01.2010 р.*