

УДК 616.314-77:612.76

Некоторые аспекты биомеханики условно-съемных протезов на имплантатах

А. Н. Чуйко, Р. А. Левандовский¹

¹Буковинский национальный медицинский университет, Черновцы. Украина

A preliminary systemic biochemical analysis of conditionally removable prostheses on implants was made on the basis of major mechanical dependences. This analysis can serve as a precondition for an in-depth analysis with use of modern computer technologies.

На підставі основних залежностей механіки проведено попередній системний біомеханічний аналіз умовно-знімних протезів на імплантатах, який може бути підґрунтям для поглибленого аналізу з використанням сучасних комп'ютерних технологій.

Ключевые слова: биомеханический анализ, условно-съемные протезы, имплантаты

Введение

Дентальная имплантология — одно из наиболее прогрессивных направлений в современной стоматологии. На рынке активно рекламируют системы различных типов имплантатов, но их научное сопровождение, в том числе биомеханический анализ, проводят редко, т. е. врач принимает решение либо по рекомендациям фирмы-производителя, либо на основании собственного опыта.

В последние два десятилетия широкой популярностью пользуются так называемые условно-съемные протезы на имплантатах [1–3]. Такое название отражает их функционально-конструктивную особенность: часть протезной конструкции (балка) фиксируется на имплантатах с помощью винтов (вместо цемента, как в обычных мостовидных протезах) и становится несъемной для пациента, но съёмной для врача, имеющего доступ к винтам в полости рта.

На сегодня получил распространение еще один вариант условно-съемного протезирования при полной адентии, предусматривающий фиксацию протеза на 5–6 имплантатах. Он разработан международной группой врачей под руководством проф. Zarb G. (Торонто, Канада), Jansson T. и Jemt T. (Гетеборг, Швеция) и называется «протезом с дистальным вытяжением» или «Toronto bridge». Этот металлоакриловый протез имеет консольную часть на уровне премоляров и моляров, фиксируется винтами к имплантатам на нижней или верхней

челюсти, которые устанавливаются во фронтальном отделе челюстей. Протез с дистальным вытяжением применяют, когда вследствие значительной атрофии костной ткани отсутствуют условия для имплантации в боковых отделах челюстей [1]. В переводе на русский язык книги К. Е. Миша [3] близкие по конструкции и принципу работы съёмные протезы (overdenture supported) названы перекрывающими. В этом исследовании мы будем рассматривать только «классические» условно-съёмные протезы, называя их «условно-съёмные протезы на имплантатах» (УСП). Именно наличие «дистального вытяжения», как правило акрилового (Bio Dentaplast, базисная пластмасса), с фиксацией всего протеза при помощи балки на имплантатах, расположенных во фронтальном отделе в межментальном пространстве, делает эту конструкцию достаточно сложной, требующей глубокого биомеханического анализа всей системы «зубной протез–имплантаты–окружающие ткани». При этом зубной протез и имплантаты можно рассматривать как единую подсистему, имеющую небиологическое происхождение (инородное тело), а костная ткань и слизистая оболочка десны представляют собой биологическую подсистему. Костная ткань и слизистая оболочка как элемент системы — это та часть органа (верхней или нижней челюсти), контактирующая с имплантатом, и их взаимодействие является сложным и недостаточно изученным, несмотря на многочисленные исследования [1, 3, 4].

Нагружаемая область слизистой оболочки десны, на которую опирается дистально вытянутая часть УСП, в этом случае значительна (в отличие от обычных имплантатов, где слизистая формирует манжетку в области выступающего в полость рта имплантата) и от их взаимодействия, также как от взаимодействия подсистемы «кость – имплантат», зависит долговечность всей системы.

Системный биомеханический анализ, проводимый для отдельных элементов и для всей системы в целом поэтапно: при проектировании УСП, его установке в процессе операции и послеоперационном периоде, фактически является процессом биомеханического сопровождения всего лечения.

Целью предлагаемого исследования является предварительный системный биомеханический анализ УСП на основе основных зависимостей механики, который может служить основой для более глубокого анализа с использованием современных компьютерных технологий.

Материал и методы

Используемые в этом исследовании основные понятия, принципы, зависимости, термины и определения достаточно подробно изложены в научных работах [4, 6]. Мы приводим их предельно кратко только для облегчения взаимосвязи с более детальными рассуждениями.

Условие прочности и условие жесткости. В основе исследования челюсти в норме, при ее любых патологических изменениях и элементов, используемых для реконструкции зубного ряда (имплантатов, вставок и т. п.), должно лежать условие прочности или аналогичное ему по механическому смыслу условие жесткости, которые взаимно связывают расчетную модель — свойства костных тканей (конструкционных материалов) — нагрузку [4].

Следует учитывать, что удовлетворение условию прочности не значит, что будет соблюдаться условие жесткости и наоборот.

Одним из важнейших показателей при оценке жесткости системы является податливость. Податливость элемента конструкции — 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 по математическим формулам, включающим основные конструктивные параметры. Он может быть определен и экспериментально, если замеренные перемещения в системе разделить на величину нагрузки, вызвавшей

это перемещение (податливость величина обратная жесткости, измеряется в мм/Н). Податливость — это перемещение в системе при силе равной единице [4, 5].

Расчетная модель (конструкция, анатомия челюсти в норме или при патологии) — 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.

Более детально конструкция УСП рассмотрена ниже.

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. До недавнего времени вопрос о механических свойствах костных тканей конкретного пациента в режиме реального времени оставался неразрешимым. Это объясняется большой сложностью, а часто и невозможностью проведения испытаний костных тканей *in vivo*. В научных исследованиях использовали статистические данные, полученные косвенными методами (ультразвуковые, замер твердости и т. п.), которые, как правило, колеблются в широких пределах без дифференциации по полу, возрасту и виду заболевания.

Ситуация изменилась кардинальным образом после создания компьютерной томографии (КТ), которая, помимо диагностических возможностей, заложила основу разработки методики калибровки чисел Хаунсфилда (Hounsfield, HU) в реальную плотность кости, что позволяет получать основные механические характеристики (предел прочности, модуль упругости) костных тканей пациента фактически в режиме реального времени. Появляется возможность построения карты плотности костных и мягких тканей, в первую очередь, в зонах, где предполагается размещение опорных элементов протеза, имплантата и фиксирующих элементов. Достаточно подробно методика определения основных механических характеристик мягких и костных тканей фактически в режиме *in vivo*, по эмпирическим формулам, зависящим от типа изучаемой ткани, рассмотрена в [6, 7].

Нагрузка. Необходимо знать жевательную нагрузку для конкретного пациента в норме, при патологии и после реконструкции, например: установления мостовидного протеза, имплантата, элемента фиксации и т. п.

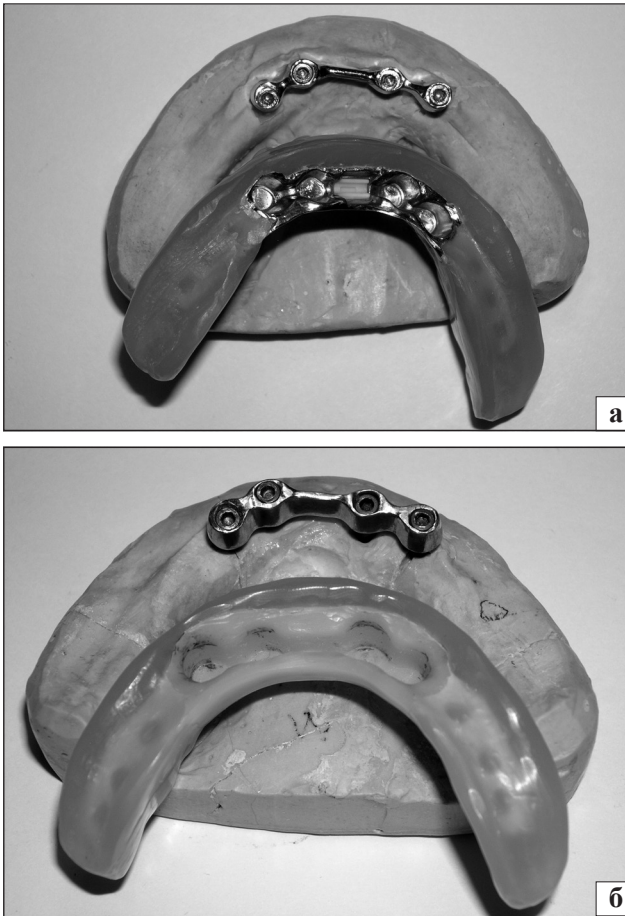


Рис. 1. Фото УСП с моделью НЧ и каркасом из металла (а), из Bio Dentaplast (б)

Только при известной нагрузке (и ее компонентах в зависимости от типа прикуса и особенностей жевания) можно говорить об окклюзионных соотношениях и приступать к конструированию любых элементов реконструкции зубного ряда (мостовидных протезов, имплантатов, вставок). Так происходит проектирование любого объекта и изделия — мост (через реку), автомобиль и самолет проектируют на определенную грузоподъемность.

В норме сила, создаваемая жевательными мышцами и регулируемая рефлекторно тензорцепторами и барорецепторами пародонта (миотатическая рефлексация), единственная внешняя сила, действующая в процессе откусывания и жевания, которая вызывает реакции в суставах, опорных зубах и имплантатах, внутренние силы в теле челюсти и мостовидных протезах.

Достаточно точно жевательная нагрузка может быть определена с помощью гнатодинамометра либо электромиографа.

Кроме величины и направления, нагрузку на челюсти (мостовидные протезы) классифицируют, принимая во внимание следующие главные

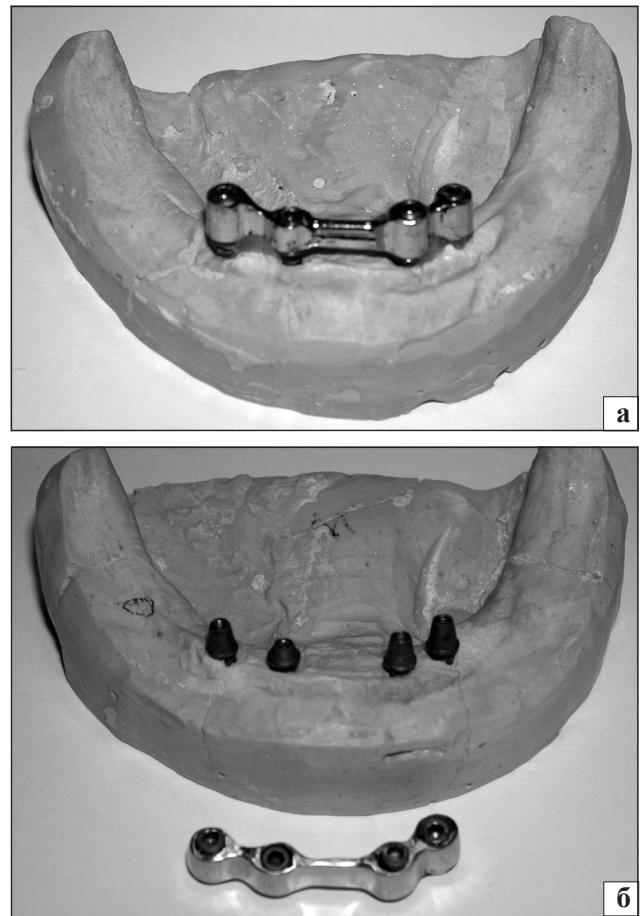


Рис. 2. Фото УСП. Металлическая балка, смонтированная на имплантатах (а), снятая с имплантатов (б)

составляющие: режим нагружения и характер распределения нагрузки [4].

Сосредоточенными называют силы, передающиеся на элемент через площадку, размеры которой очень малы по сравнению с размерами всего элемента, например: силы, действующие со стороны резца (зуба) на откусываемое тело; нагрузка, возникающая при обжатии небольшой кости, близкая к сосредоточенной, воспринимаемая только зубами-антагонистами.

Примером нагрузки, распределенной по длине, является нагрузка, создаваемая жевательными мышцами, которые прикреплены к нижней кромке угла челюсти на достаточно большой ширине; пищевым комком значительного размера, перекрывающем окклюзионные площадки нескольких зубов и имеющих высокую жесткость; на слизистую оболочку челюсти в зоне консольных частей УСП.

Особенности конструкции условно-съёмных протезов

Пример конструкции реальных УСП, выполненной в клинике N под руководством и при участии одного из соавторов, представлен на рис. 1 и 2,

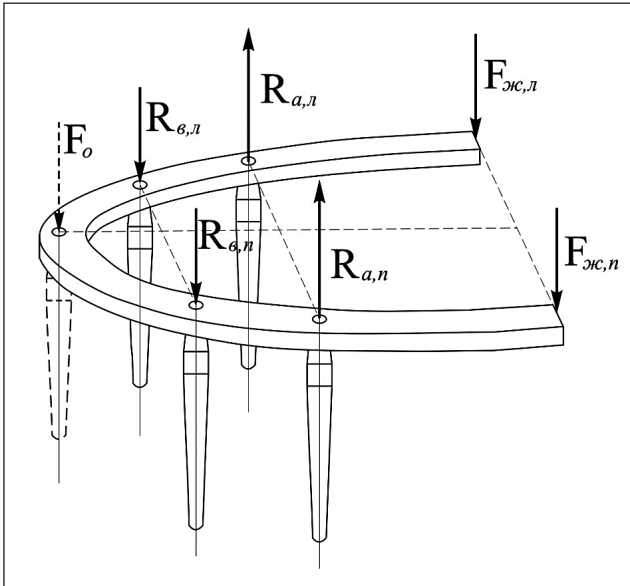


Рис. 3. Расчетная схема УСП. Общий вид

где они показаны совместно с моделью нижней челюсти (НЧ) пациента. Для наглядности на рис. 1 тело самого УСП повернуто на 180° . Каркас УСП, охватывающий балку и пронизывающий тело искусственной десны, может быть выполнен как из металла (рис. 1, а), так и из Bio Dentaplast (рис. 1, б). Искусственная десна из базисной пластмассы и искусственные зубы создают обтюрирующую и окклюзионную часть протеза.

Металлическая балка, смонтированная на имплантатах, показана на рис. 2, а. На рис. 2, б — балка, снятая с имплантатов. В рассматриваемом клиническом случае УСП установлен на 4 имплантатах типа RADIX-GIMLET-DM. Фиксация съемной части протеза на балке осуществляется и с помощью винтов, и специальных ретенционных зон на балке.

Результаты и их обсуждение

Предварительный биомеханический анализ УСП будем проводить на основе зависимостей механики, кратко изложенных выше и более глубоко в работах [4, 6, 7]. Расчетная схема УСП, используемая для предварительного анализа, представлена на рис. 3.

С позиций механики (сопротивления материалов) корпус УСП представляет собой составную балку, включающую металлическую балку, каркас и искусственную десну, изогнутую по профилю НЧ с полной адентией (рис. 1), опирающуюся на имплантаты (промежуточные опоры) и в консольных частях — на слизистую оболочку десны (упругое основание). Показано, что биомеханика процессов откусывания и одностороннего жевания существенно различается [4]. На рис. 3 с целью упрощения

силы и реакции, возникающие при обоих процессах, условно совмещены. Сила, возникающая при откусывании F_o , как и установленный в центре фронтальной части НЧ имплантат, показаны пунктиром.

Долговечность всей системы такого типа, характер ее поведения на всех стадиях жизненного цикла зависит от практического решения вопросов фиксации и стабилизации. Поскольку однозначное понимание этих терминов у стоматологов отсутствует, обсудим их еще раз [4], используя определения, приведенные в [8]. Подчеркнем еще раз, что с позиций механики конструкцию УСП можно и нужно рассматривать как твердое инородное тело при оценке его фиксации и как упругое тело при анализе его стабилизации.

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

Фиксация (от лат. *fixus* — прочный, закрепленный) — закрепление чего-либо в определенном положении [8].

Корпус УСП как твердое тело имеет в пространстве шесть степеней свободы: три поступательных и три вращательных. Зафиксировать или жестко закрепить такое тело в пространстве — это значит лишить его всех шести степеней свободы, т. е. сделать его неподвижным. Учитывая, что искусственная десна специально профилируется по поверхности альвеолярного гребня НЧ, наиболее вероятными видами движения корпуса УСП могут быть два: движение вверх за счет отрыва корпуса от альвеолярного гребня и вращение (сдвиг) в горизонтальной плоскости при неточной подгонке искусственной десны к поверхности гребня. В этом случае для неподвижного закрепления корпуса УСП в пространстве теоретически достаточно и одного имплантата. Он лишит возможности передвижения в вертикальном направлении, но неподвижность при вращении (сдвиге) в горизонтальной плоскости будет обеспечиваться только за счет трения между шейкой имплантата и поверхностью отверстия в корпусе балки. Вопросы стабилизации — упругого деформирования, мы пока не рассматриваем.

Для надежной фиксации в пространстве УСП как твердого инородного тела достаточно двух имплантатов (рис. 4).

Если равнодействующая всех сил в горизонтальной плоскости F_z приложена на расстоянии c от линии, соединяющей имплантаты, то в имплантатах возникнут реакции R_z , которые могут быть рассчитаны по формуле:

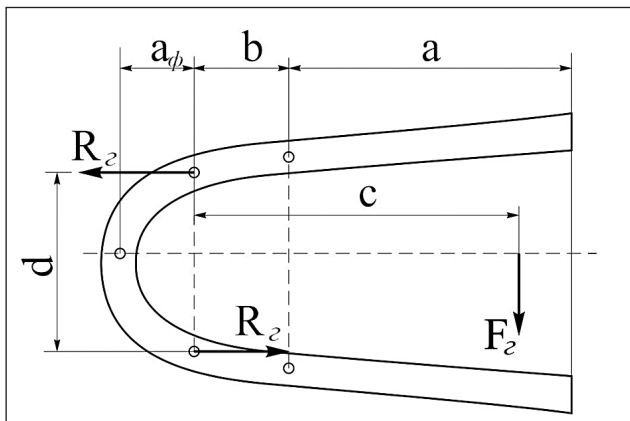


Рис. 4. Фиксация УСП при помощи двух имплантатов

$$R_2 = \frac{F_2 \cdot c}{d} \quad (1)$$

Как следует из приведенной формулы, чем больше расстояние между имплантатами d , тем меньше величина горизонтальной силы (реакции) R_2 , действующей на имплантат, которая действует на имплантат более неблагоприятно, чем вертикальная составляющая силы [4]. При $d = 0$ величина реакции стремится к бесконечности, т. е. один фиксирующий имплантат приводит к шарнирной (в горизонтальной плоскости) опоре.

Из проведенных кратких рассуждений следует важный для практики вывод — для фиксации УСП в пространстве достаточно двух имплантатов, расстояние между которыми максимально. Этот теоретический вывод получен при условии, что имплантаты жестко закреплены в кости. На практике и имплантаты, и корпус УСП имеют конечную жесткость (вопросы стабилизации УСП рассмотрены ниже), поэтому увеличение количества имплантатов повышает фиксацию УСП.

Особенности стабилизации УСП. Исследование стабилизации такой сложной конструкции, которая схематически показана на рис. 3, будем проводить поэлементно и в целом, используя дидактический принцип «от простого к сложному» [4].

Как и в предыдущем разделе, рассмотрим вначале существующие в литературе определения термина стабилизация.

Стабилизация (от лат. *stabilis* — устойчивый) — упрочение, приведение в постоянное устойчивое состояние или поддержание этого состояния, а также само состояние устойчивости, постоянства [8].

Стабилизация УСП на имплантатах определяется возможностью упругого деформирования его корпуса, головок имплантатов, их опорных элементов, которое зависит от рационального расположения узлов фиксации, их жесткости, размеров попереч-

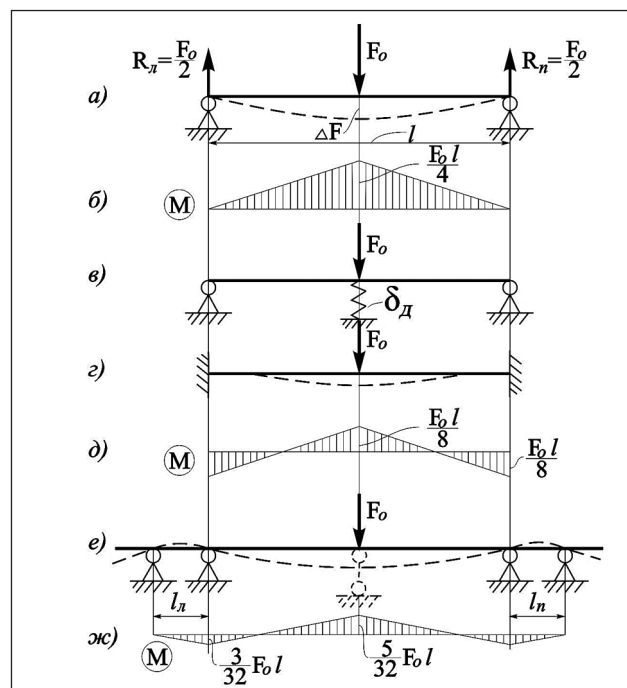


Рис. 5. Схема нагружения балки УСП при различном количестве имплантатов

ного сечения элементов и головки (жесткостью на изгиб), линейных размеров конструкции и степени остеоинтеграции элементов конструкции с костным ложем. В этом определении, применительно к стабилизации УСП, как указывалось во введении, следует особо подчеркнуть, что его стабилизация зависит от упругости (податливости) самого корпуса, включающего балку и искусственную десну, количества и податливости опорных имплантатов и взаимодействия искусственной десны со слизистой оболочкой десны НЧ, которая является в этом случае упругим основанием. Значит, в нашем понимании УСП стабилен, если величина упругого деформирования его корпуса и отдельных элементов системы минимальна или не превышает значения, определенного нормативными документами.

При поэлементном анализе, кроме разделения биомеханических процессов откусывания и одностороннего жевания, будем рассматривать УСП при виде спереди (фронтальный вид) и сбоку (сагиттальное сечение). На рис. 5 схематически показан УСП (вид спереди). Такая схематизация не позволяет рассмотреть особенности биомеханики с учетом изменения его геометрических размеров в сагиттальном направлении, т. е. учесть влияние a , b и a_ϕ (рис. 4). Эти особенности будут учтены ниже при исследовании процесса одностороннего жевания.

Используя снова дидактический принцип «от простого к сложному» [4], последовательно оценим УСП с опорой на 2, 3, 4 и 5 имплантатов.

Вначале рассмотрим металлическую балку (рис. 2), т. е. балку на двух опорах (рис. 5). Эта схема имеет не только методическое, но и практическое значение. Например, в [1, 3] представлена балочная конструкция на двух имплантатах, предназначенная для фиксации полного съемного протеза на НЧ. Схематически будем считать, что усилие, развиваемое резцами при откусывании пищи, идентично силе, приложенной в середине балки F_0 (рис. 5, а). Эпюра изгибающих моментов для этого расчетного случая показана на рис. 5, б. Максимальное значение изгибающего момента возникает в среднем сечении и равно:

$$M_{\max} = \frac{F_0 \cdot l}{4}, \quad (2)$$

где l — расстояние между опорами (рис. 5, а).

Напряжение в балке от изгиба определяется по левой части формулы (3). В этом случае условие прочности будет иметь вид:

$$\sigma_{\max} = \frac{M_{\max}}{W_x} \leq \sigma_u, \quad (3)$$

где W_x — момент сопротивления (сечения) балки при изгибе, σ_u — допускаемое напряжение.

Более подробно соотношение типа (3) — условие прочности — рассмотрено в работе [4].

Прогиб балки в среднем сечении можно определить по формуле:

$$\Delta_F = \frac{F_0 l^3}{48EJ}, \quad (4)$$

где EJ — изгибная жесткость балки, которая определяется произведением модуля упругости материала балки E на момент инерции поперечного сечения J . Момент инерции следует определять для совокупного сечения с учетом профиля металлической балки и искусственной десны. Для этого можно использовать разработанный в авиации метод редуционных коэффициентов, суть которого изложена в [4].

Податливость балки δ_0 — параметр, к которому мы будем неоднократно обращаться, для этого расчетного случая определяется по формуле:

$$\delta_0 = \frac{l^3}{48EJ}. \quad (5)$$

Углы поворота сечений над имплантатами при силе, расположенной в середине пролета балки, можно определить по формуле:

$$\theta_x = \theta_n = \frac{Fl^2}{8EJ}. \quad (6)$$

Приведенные формулы позволяют провести краткий анализ прочности и жесткости балки УСП на двух имплантатах. Как следует из формулы (2), максимальный изгибающий момент и, соответственно, максимальное действующее напряжение (левая часть неравенства (3)) пропорциональны произведению величины силы F_0 на расстояние между опорами l . Из формулы (4) следует, что максимальное перемещение пропорционально произведению величины силы F_0 на расстояние между опорами l в кубе и обратно пропорционально изгибной жесткости балки EJ . Таким образом, расстояние между имплантатами — параметр, который в наибольшей степени определяет возможный прогиб балки до контакта со слизистой альвеолярного отростка челюсти. Следует учитывать также, что дистальные концы УСП при этом могут приподниматься в случае преодоления сил «сцепления» между слизистой десны и ложем имплантата, что вызовет дискомфорт у пациента.

Изменяя расстояние между имплантатами и конфигурацию поперечного сечения, всегда можно добиться соблюдения условия прочности [4] и близкого ему по механическому смыслу условия жесткости.

Этот краткий анализ позволяет сделать следующий практически важный вывод. Поскольку, изменяя конструктивные параметры, можно добиться соблюдения условия прочности и близкого ему по механическому смыслу условия жесткости, то следует поставить под сомнение необходимость изготовления балки УСП из хромокобальтового сплава. Несмотря на то, что показатели прочности и жесткости балки из хромокобальтового сплава примерно в два раза выше, чем у балки из титана, целесообразность такого конструктивного решения должен определять врач имплантолог с учетом возможности образования в этом случае электролитической пары.

Как следует из формул (4, 5), при существенном увеличении расстояния между имплантатами (опорами) l перемещение в точке приложения силы может быть значительным. Естественным конструктивным решением в этом случае является установление дополнительного имплантата — промежуточной опоры (рис. 5, в). В горизонтальной плоскости имплантаты будут образовывать треугольник с основанием d и высотой a_ϕ (рис. 4). Биомеханический эффект от наличия такого треугольника будет рассмотрен ниже.

Балка с промежуточной опорой с позиций сопротивления материалов является статически неопределимой, т. е. число уравнений равновесия

меньше, чем число неизвестных. Усилие (реакцию) в имплантате обозначим как R_u . Опуская достаточно громоздкие математические выкладки, получим:

$$R_u = \frac{F_o}{1 + \frac{\delta_u}{\delta_o}}, \quad (7)$$

где δ_u — податливость имплантата, δ_o — податливость балки, определяемая по формуле (5).

Подчеркнем, что податливость имплантата δ_u зависит не только от конструкции имплантата, но и в значительной степени от механических свойств окружающих его костных и мягких тканей. Частично этот вопрос уже исследован [4] и будет рассмотрен с привлечением данных КТ далее.

Результаты краткого анализа зависимости величины реакции в имплантате R_u от соотношения податливостей имплантата δ_u и балки δ_o по формуле (7) сведем в таблицу.

Таким образом, при абсолютно жесткой промежуточной опоре ($\delta_u = 0$) вся нагрузка, возникающая при откусывании пищи F_o , воспринимается полностью имплантатом и балка не изгибается. При равенстве податливостей ($\delta_u = \delta_o$) половина нагрузки, возникающей при откусывании пищи F_o , воспринимается изгибом балки, а половина — имплантатом и т. д. С ростом податливости имплантата воспринимаемая им нагрузка уменьшается, а балка пропорционально нагружается от изгиба. Следует также иметь в виду, что в зависимости от жесткости балки на изгиб все три имплантата, также в зависимости от их податливости, будут «обеспечивать» вертикальную осадку балки как твердого тела на пружинах. Исследование этого вопроса более детально в задачу данной статьи не входит. Этот вопрос уже был обсужден качественно [5] и частично исследован количественно [4]. Также требует изучения вопрос об ослаблении со временем фиксирующих балку шурупов и появления за счет этого дополнительного прогиба балки.

Из этого краткого анализа следуют рассуждения, имеющие важный практический вывод. Известна концепция «биокортикализма» [1], предусматривающая использование винтовых имплантатов с установкой в зону верхнего и нижнего компактных слоев кости. Как следует из проведенного выше анализа, податливость имплантата, установленного биокортикально в зоне действия F_o , будет невысо-

Таблица. Зависимость величины реакции в имплантате R_u от соотношения податливостей имплантата δ_u и балки δ_o

δ_u/δ_o	0	0,5	1	2	3
R_u	F_o	$2/3 F_o$	$1/2 F_o$	$1/3 F_o$	$1/4 F_o$

кой и большая часть нагрузки будет восприниматься не передаваясь на крайние опорные имплантаты, т. к. изгиб балки будет небольшой. Но у окружающих имплантат костных тканей существует свой предел величины травмирующих напряжений [4]. Амортизирующие свойства окружающих имплантат костных тканей здесь не используются. На наш взгляд, в каждом клиническом случае ответ на вопрос о рациональности установки имплантата биокортикально должен давать «глубокий биомеханический анализ», по результатам которого решение принимает хирург [1, 4].

При анализе расчетных схем, представленных на рис. 5, а, б, в, по умолчанию принято, что балка на концах закреплена шарнирно, т. е. опорные имплантаты могут поворачиваться свободно, не оказывая сопротивления изгибу балки. Для углубления понимания работы балки на имплантатах на рис. 5, г рассмотрена расчетная схема, когда концы балки жестко защемлены, т. е. опорные имплантаты поворачиваться не могут и углы поворота балки над имплантатом (б) равны нулю. Эпюра изгибающих моментов, соответствующая этому расчетному случаю, представлена на рис. 5, д. Из сравнения эпюр изгибающих моментов, представленных на рис. 5, б и д, следует, что способ закрепления концов балки оказывает существенное влияние на ее изгиб, нагружая не только сечение, где приложена сила F_o , но, при жестком защемлении, и сечения, примыкающие к опорным имплантатам. В случае реальных имплантатов их сопротивляемость повороту концов балки будет иметь какое-то конечное значение, т. е. расчетные схемы будут промежуточными между представленными на рис. 5, а, г. Их анализ не вызывает принципиальных трудностей при известных начальных параметрах.

Для УСП с четырьмя имплантатами, как схематично показано на рис. 5, е, ограничения поворота балки в сечениях, лежащих на внутренних опорных имплантатах, будут определяться соотношением изгибных жесткостей как в центральном, так и примыкающих боковых пролетах, т. е. формула типа (5) должна применяться для каждого участка балки с конкретными параметрами изгибной жесткости и длины участка. Принципиальная эпюра изгибающих моментов для этого расчетного случая показана на рис. 5, ж при условии, что балка имеет постоянное сечение и $l = l_n = l_n$. Методы расчета таких многоопорных балок (статически неопределимых несколько раз) в сопротивлении материалов разработаны и особых трудностей не представляют.

Учитывая конфигурацию межментального пространства, при установке четырех имплантатов их

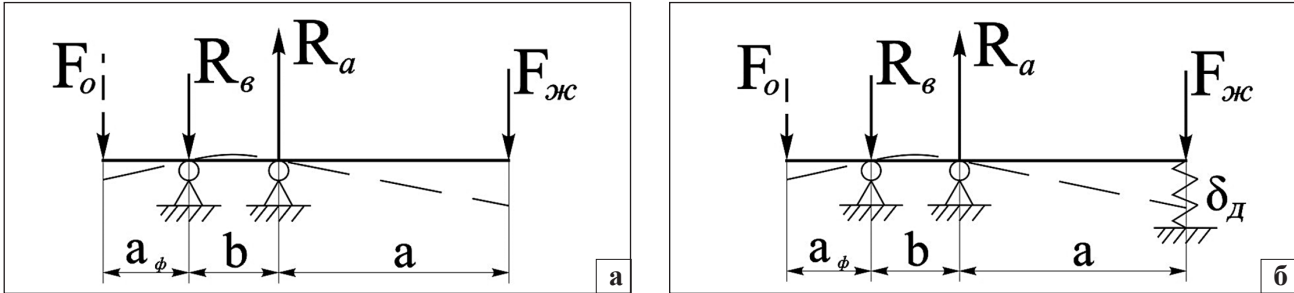


Рис. 6. Схема УСП при одностороннем жевании упрощенная (а) и с учетом упругости десны (б): $F_{ж}$ — нагрузка, действующая на искусственную десну (дистальное вытяжение), в процессе жевания; F_o — нагрузка, действующая при откусывании пищи (показана пунктиром); R_a и R_b — реакции возникающие в имплантатах при изгибе балки УСП; a , b и a_ϕ — линейные размеры УСП в сагиттальном сечении (соответствуют рис. 2); δ_D — податливость десны

условно можно соединить между собой, образовав трапецию. Как показывает практика и биомеханический анализ, это наиболее рациональная с позиций биомеханики схема, за счет образования жесткого каркаса, воспринимающего нагрузки разной направленности. При существенной податливости двух центральных имплантатов дистальные концы УСП будут опускаться (рис. 5, ж), что потребует дополнительного анализа нагрузки на слизистую десны. Но по сравнению с другими расчетными схемами (по количеству имплантатов) это наиболее комфортный вариант для пациента.

При наличии пятого имплантата, который не всегда можно установить на практике из-за «скупченности», расположенного в сечении, где приложена сила F_o , будет происходить перераспределение нагрузки между этим имплантатом и изгибающейся балкой, как это показано при обсуждении расчетной схемы с тремя имплантатами, представленной на рис. 5, в.

Следует учитывать, как и выше, при анализе расчетной схемы с тремя имплантатами, что в зависимости от жесткости балки на изгиб, все четыре или пять имплантатов, также в зависимости от их податливости, будут «обеспечивать» вертикальную осадку балки как твердого тела на пружинах. Исследование этого вопроса может быть проведено более детально.

Мы принципиально не рассматривали расчетную схему УСП, представленную на рис. 1, из-за ее сложности, поэтому следующим шагом будет ее исследование в сагиттальном сечении, как показано на рис. 6, а, б. Поскольку схема на рис. 1 и все эпюры на рис. 5 симметричны, будем рассматривать только одну из ее частей (левую или правую), которые, на наш взгляд, достаточно полно отражают процесс одностороннего жевания.

С методической точки зрения вначале рассмотрим балку, когда ее взаимодействие со слизистой

десны отсутствует (рис. 6, а). Реакции в имплантатах R_a и R_b могут быть определены по формулам:

$$R_a = F_{ж} \left(1 + \frac{a}{b}\right), \quad R_b = F_{ж} \frac{a}{b}. \quad (8)$$

В формуле для R_a первое слагаемое (единица) отражает действие поперечной силы, равной $F_{ж}$, в обеих формулах соотношение a/b отражает действие изгибающего момента, равного $M = F_{ж} \cdot a$. Таким образом, при $a = 0$ вся нагрузка в виде поперечной силы воспринимается ближайшим имплантатом. С ростом плеча a составляющая в реакциях от действия момента может существенно возрастать. Таким образом, реакция R_a всегда по величине больше, чем реакция R_b . На рис. 6 стрелками обозначено направление реакций со стороны имплантатов на балку. Балка действует на имплантаты в обратном направлении, т. е. ближайший к силе $F_{ж}$ имплантат будет вдавливаясь в десну, а дальний соответственно вырываться из десны. При уменьшении расстояния между рядами имплантатов b величины реакций будут расти и при $b = 0$ стремиться к бесконечности, т. е. опора становится идеальным шарниром, не воспринимающим моментную нагрузку. Момент $M = F_{ж} \cdot a$ может быть воспринят имплантатами, расположенными в один ряд, за счет жесткой связи между балкой и имплантатами, что и реализовано конструктивно в УСП, так как шарнирное соединение, показанное на рис. 6, является условным.

Перемещение конца балки в точке приложения силы $F_{ж}$ можно определить по формуле:

$$\Delta_F = \frac{Fa^3}{3EJ} \left(1 + \frac{b}{a\bar{J}}\right), \quad (9)$$

в которой (9) первое слагаемое в скобках (единица) отражает прогиб консольной части балки, второе — влияние на перемещение конца балки прогиба между опорами (имплантатами). Параметр $\bar{J} = \frac{J_a}{J_b}$

показывает соотношение изгибной жесткости балки на участках а и b, т. е. с металлической балкой и акриловой.

Податливость балки δ_0 в этом случае определяется по формуле:

$$\delta_0 = \frac{a^3}{3EJ} \left(1 + \frac{b}{aJ}\right). \quad (10)$$

Далее рассмотрим расчетную схему УСП при одностороннем жевании с учетом упругости десны (рис. 6, б). Примем допущение, что местная жесткость компактной кости альвеолярного гребня выше, чем жесткость слизистой оболочки десны, т. е. будем считать, что слизистая оболочка десны лежит на абсолютно жестком основании. При этих допущениях в первом приближении податливость слизистой оболочки δ_0 может быть определена:

$$\delta_0 = \frac{h}{E_0 A}, \quad (11)$$

где h — толщина слизистой оболочки десны, E_0 — модуль упругости тканей десны, A — площадь контакта искусственной десны со слизистой оболочкой.

Проведем краткий анализ формулы (11) во взаимосвязи с вышеизложенным:

1. Формула выражает величину податливости слизистой оболочки при одноосном сжатии в первом приближении, потому что, на наш взгляд, для такой структуры, как слизистая оболочка десны, следует учитывать вязкоупругие свойства тканей (предполагается учесть при дальнейших исследованиях). Особо отметим, что в стоматологической литературе [1, 9] податливости слизистой оболочки уделяется большое внимание, но качественно — по абсолютной величине перемещений. Формулы типа (11) освещают этот вопрос механически более корректно, т. к. выражают перемещение ткани десны при силе равной 1 Н.

2. Если условно принять, что толщина слизистой $h = 0$, то и ее податливость тоже равна нулю, т. е. эту опору можно рассматривать как абсолютно жесткую, что подчеркивает важность определения этого параметра у каждого пациента.

При невысоком модуле упругости тканей десны E_0 податливость десны большая, т. е. ее возможность к восприятию жевательной нагрузки невысокая. Большая часть жевательной нагрузки будет восприниматься за счет изгиба балки и передачи ее на имплантаты в соответствии со схемой на рис. 6, а.

3. Формулы (5), (10) и (11) имеют разное начертание, т. к. относятся к разным расчетным схемам, но одинаковые механический смысл и единицы

измерения мм/Н. Этот показатель является относительным: показывает перемещение в элементе системы при силе равной единице, и поэтому очень информативен.

Продолжим анализ расчетной схемы УСП при одностороннем жевании с учетом упругости десны (рис. 6, б). В этом случае балка имеет три опоры, следовательно, она является статически неопределимой. Усилие (реакцию) в упругой оболочке слизистой обозначим как R_0 . Как и при выводе зависимости (7), опуская достаточно громоздкие математические выкладки, получим:

$$R_0 = \frac{F_{ж}}{1 + \frac{\delta_0}{\delta_0}}, \quad (12)$$

где δ_0 — податливость слизистой оболочки; δ_0 — податливость балки, определяемая по формуле (9).

В связи с совпадением структур соотношения (12) и выражения (7) анализ будет идентичным, повторяющим результаты, приведенные в таблице. При абсолютно жесткой слизистой оболочке ($\delta_0 = 0$) вся нагрузка, возникающая при жевании пищи $F_{ж}$, будет восприниматься десной, балка не изгибается. При равенстве податливостей ($\delta_0 = \delta_0$) половина нагрузки, возникающей при жевании пищи $F_{ж}$, воспринимается изгибом балки, а половина — десной и т. д. С ростом податливости десны, воспринимаемая ею нагрузка уменьшается, а балка пропорционально нагружается от изгиба, передавая нагрузку на имплантаты.

Вопрос о распределении жевательной нагрузки между имплантатами и слизистой оболочкой десны следует признать дискуссионным, требующим дополнительных клинических и статистических исследований.

Соотношение δ_0 / δ_0 , входящее в выражение (12), может быть проанализировано не только качественно, как в таблице, но и количественно. Используя выражения (10) и (11), получим:

$$\frac{\delta_0}{\delta_0} = 3 \frac{E}{E_0} \frac{hJ}{a^3 A \left(1 + \frac{b}{aJ}\right)}. \quad (13)$$

Из (13) следует, что соотношение δ_0 / δ_0 зависит от целого ряда геометрических (анатомических) и механических параметров. Очевидно, что относящиеся к десне параметры (модуль упругости тканей десны E_0 , толщина слизистой оболочки десны h) заданы, их изменять нельзя. Остальные параметры, в первую очередь, относящиеся к корпусу УСП (модуль упругости материала балки E , момент инерции балки J , длина дистальной части УСП a ,

расстояние между имплантатами или рядами имплантатов b), могут варьироваться, т. е. подбираться в процессе проектирования на основе расчетов.

Таким образом, проектирование УСП можно вести целенаправленно, в зависимости от заданной пропорции в распределении жевательной нагрузки между имплантатами и слизистой оболочкой десны.

Далее целесообразно вернуться к процессу откусывания пищи, т. к. расчетная схема на рис. 5 не могла учесть плеча a_ϕ действия силы F_o , как показано на рис. 6 пунктиром. При двух (или четырех) имплантатах, кроме реакций равных $F_o/2$, которые уже учтены, в них возникнут дополнительные силы по схеме, соответствующей рис. 6, но с перестановкой индексов и изменением направления реакций на противоположное.

При анализе проведенного исследования, заключающегося в определении количества имплантатов и их расположения, соотношения податливости корпуса УСП, имплантатов и слизистой оболочки десны, следует учитывать и следующие общие положения.

Поскольку при использовании УСП имплантаты устанавливаются только на фронтальном участке НЧ между ментальными отверстиями, анатомия (геометрические размеры a_ϕ и d (рис. 4)) этой части имеет особое значение. По Е. И. Гаврилову [9] «... в норме верхняя зубная дуга имеет форму эллипса, нижняя — параболы. Однако встречаются различные аномалии формы зубных дуг: 1) суженная зубная дуга на всем протяжении с вытянутым вперед передним участком (передние зубы располагаются тесно или веерообразно); 2) седлообразно сдавленный зубной ряд — неравномерное сужение зубной дуги и особенно выраженное сдавливание (компрессия) в области премоляров и моляров обеих сторон; 3) V-образная форма зубной дуги, характеризующаяся резким сужением и выступанием вперед переднего участка до образования острого угла (передние зубы чаще всего располагаются тесно); 4) трапециевидный зубной ряд, когда передняя часть зубной дуги уплощена и весь зубной ряд имеет форму трапеции; 5) ассиметричный зубной ряд, в котором челюсти развиты неравномерно...» Очевидно, такие же формы НЧ сохраняет и при полной адентии.

Всегда следует помнить, что чем больше металла во рту на единицу объема, тем хуже кровоснабжение окружающих имплантат тканей. Хотя с позиций увеличения прочности и жесткости имплантатов должно быть больше, а балка массивнее. Можно сравнить с авиационным принципом: очень прочный самолет может не взлететь и тем более не делает фигуры высшего пилотажа.

При этом анализе мы принципиально не давали готовых рецептов, обсуждая только функциональные взаимосвязи и предполагая, что в каждом клиническом случае должен проводиться глубокий биомеханический анализ.

Для расчетов по приведенным зависимостям необходимо знание целого ряда исходных данных, геометрических (анатомических) и механических параметров, среди которых особое значение имеют механические характеристики мягких и костных тканей, особенно в зонах расположения опорных элементов.

Выводы

Проведенное исследование позволяет рассмотреть последовательно УСП с 2, 3, 4 и 5 опорными имплантатами в процессе откусывания пищи и жевания.

В случае двух имплантатов фиксация обеспечивается при восприятии моментных нагрузок, особенно при большом расстоянии между имплантатами (рис. 4) и их достаточной жесткости.

В процессе откусывания пищи и большом расстоянии между имплантатами возможен большой прогиб балки до контакта со слизистой и ее циклическим травмированием. При V-образной дуге и большом выступе вперед имплантаты будут нагружены моментом, который действует как «выворачивающий» и отрывающий дистальную часть УСП от десны.

В процессе жевания пищи имплантаты будут нагружаться «выворачивающим» моментом при большой податливости слизистой оболочки.

На наш взгляд, крепление УСП на двух имплантатах показано при трапециевидной форме фронтальной части НЧ.

В случае трех имплантатов фиксация обеспечивается лучше, чем при двух.

В процессе откусывания пищи центральный имплантат, особенно установленный бикортикально, будет воспринимать почти всю нагрузку. Возникнет вопрос о прочности соединения. Уменьшение расстояния между центральным и боковыми имплантатами позволит перераспределить нагрузку более равномерно, особенно при достаточной изгибной жесткости балки.

В процессе жевания пищи, если все три имплантата расположены в одном ряду, они будут нагружаться «выворачивающим» моментом в зависимости от податливости слизистой оболочки в дистальной зоне. При увеличении расстояния между центральным и боковыми имплантатами в сагитальной плоскости (высота треугольника a_ϕ , рис. 4) изгибающий момент, передаваемый дистально

вытянутой частью УСП, будет восприниматься реакциями в имплантатах: ближние (боковые) будут вдавливаться в кость и десну, а дальний (центральный) соответственно вырваться из них.

На наш взгляд, крепление УСП на трех имплантатах показано при V-образной форме фронтальной части НЧ. В случае четырех имплантатов фиксация обеспечивается достаточно хорошо.

В процессе откусывания пищи два центральных имплантата будут воспринимать почти всю нагрузку. Оптимальные расстояния между центральными и боковыми имплантатами позволят перераспределить нагрузку более равномерно, особенно при достаточной изгибной жесткости балки.

В процессе жевания пищи, если все четыре имплантата расположены в одном ряду, они будут нагружаться «выворачивающим» моментом в зависимости от податливости слизистой оболочки. При увеличении расстояния между рядами имплантатов в сагиттальной плоскости (размер b , рис. 6) изгибающий момент, передаваемый дистально вытянутой частью УСП, будет восприниматься реакциями в имплантатах: ближние (боковые) будут вдавливаться в кость и десну, а дальние (центральные) соответственно вырваться из них.

Получившая распространение трапециевидная форма расположения имплантатов, при условии, что расстояние между крайними имплантатами и рядами имплантатов максимально возможное, на наш взгляд, наиболее оптимальная, позволяющая равномерно распределить жевательную нагрузку между имплантатами и слизистой оболочкой десны.

При пяти имплантатах конструктивная схема сочетает в себе все особенности и при трех, и че-

тырех имплантатах. На узком фронтальном участке НЧ между ментальными отверстиями при пяти имплантатах кровоснабжение окружающих тканей может быть нарушено из-за избыточной прочности и жесткости опорных элементов. Поэтому такая схема расположения имплантатов может быть рекомендована только в конкретных клинических случаях, например, при очень широкой фронтальной части НЧ.

Список литературы

1. Параскевич В. Л. Дентальная имплантология: Основы теории и практики: научн.-практ. пособие / В. Л. Параскевич. — М.: ООО «Юнипресс», 2001. — 368 с.
2. Неспрядько В. П. Дентальна імплантологія. Основи теорії та практики / В. П. Неспрядько, П. В. Куц. — Х.: ВПП «Контраст», 2009. — 292 с.
3. Миш К. Е. Ортопедическое лечение с опорой на дентальные имплантаты / Карл Е. Миш; пер. с англ. — М.: Рид Элсивер, 2010. — 616 с.
4. Чуйко А. Н. Биомеханика в стоматологии: монография / А. Н. Чуйко, И. А. Шинчуковский. — Х.: «Форт», 2010. — 516 с.
5. Об особенностях биомеханики мостовидных протезов в зависимости от состояния опорных зубов и имплантатов разных типов / А. Н. Чуйко, О. Н. Суров, И. А. Шинчуковский, Р. А. Левандовский // Украинський стоматологічний альманах. — 2011. — № 4. — С. 60–66.
6. Чуйко А. Н. Компьютерная томография и биомеханическое сопровождение в челюстно-лицевой хирургии / А. Н. Чуйко, Д. К. Калиновский, К. Р. Пограничная // Ортопед. травматол. — 2011. — № 2. — С. 42–47.
7. Чуйко А. Н. Компьютерная томография и биомеханическое сопровождение в челюстно-лицевой хирургии / А. Н. Чуйко, Д. К. Калиновский, К. Р. Пограничная // Ортопед. травматол. — 2011. — № 3. — С. 29–41.
8. Советский энциклопедический словарь / [гл. ред. А. М. Прохоров]. — 4-е изд. — М.: Сов. энциклопедия, 1987. — 1600 с.
9. Гаврилов Е. И. Ортопедическая стоматология: учебник / Е. И. Гаврилов, А. С. Щербаков. — 3-е изд., перераб. и доп. — М.: Медицина, 1984. — 576 с.