



УДК 531/534: [57+61]

## ПОДВИЖНОСТЬ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ: ПРИБОРЫ И МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ

В.А. Ерошин<sup>1</sup>, С.Д. Арутюнов<sup>2</sup>, А.С. Арутюнов<sup>3</sup>, В.Е. Унанян<sup>2</sup>, А.В. Бойко<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Институт механики Московского государственного университета им. М.В. Ломоносова, Россия, 119192, Москва, Мичуринский проспект, 1, e-mail: mailband@mail.ru

<sup>2</sup> Кафедра стоматологии общей практики и подготовки зубных техников Московского государственного медико-стоматологического университета, Россия, 127473, Москва, ул. Делегатская, 20 / 1, e-mail: sd.arutyunov@mail.ru

<sup>3</sup> Кафедра госпитальной ортопедической стоматологии Московского государственного медико-стоматологического университета, Россия, 127473, Москва, ул. Делегатская, 20 / 1, e-mail: sd.arutyunov@mail.ru

**Аннотация.** Исследуются характеристики известных зарубежных приборов *Periotest* и *Ostell Mentor*, использующихся в качестве индикаторов готовности имплантатов нести функциональную нагрузку путем сравнения их оценок прочности крепления имплантатов в аналогах костной ткани со значениями коэффициентов поперечной жесткости, определяемых на основе прямых измерений по методике лазерного тестирования, разработанной Институтом механики Московского государственного университета совместно с Московским государственным медико-стоматологическим университетом. Значительная часть измерений коэффициентов стабильности была проведена в Гётеборге на приборах фирмы *Ostell AB*.

**Ключевые слова:** ортопедическая стоматология, имплантат, угол поворота, коэффициент стабильности, коэффициент поперечной жесткости.

### ВВЕДЕНИЕ

Успех восстановительных операций с использованием дентальных имплантатов зависит от многих факторов, в том числе от научно обоснованного выбора момента начала нагружения дентальных имплантатов и адекватной оценки их способности нести функциональную нагрузку. Врачу стоматологу-ортопеду необходима достоверная информация о степени остеоинтеграции, знание динамики этого процесса, особенно в начальной стадии, а также методика для объективной оценки качества проведенной операции дентальной имплантации.

Для определения состояния костной ткани в периапикальной области зубов или вокруг дентальных имплантатов используется ряд методов (рентгенологическое исследование, компьютерная томография и т.д.) [5].

Однако визиография зубов, как и компьютерное томографическое исследование, позволяющие определять так называемую оптическую плотность костной ткани, не дают возможности оценить реакцию дентальных имплантатов на функциональные нагрузки, т.е. найти зависимость смещения дентальных имплантатов от величины

---

© Ерошин В.А., Арутюнов С.Д., Арутюнов А.С., Унанян В.Е., Бойко А.В., 2009

Ерошин Владимир Андреевич, к.ф.-м.н., в.н.с. Института механики МГУ, Москва

Арутюнов Сергей Дарчоевич, зав. каф. стомат. общей практики и подготовки зубных техников, Москва

Арутюнов Анатолий Сергеевич, асс. каф. госпитальной ортопед. стоматологии, Москва

Унанян Владимир Ефремович, асп. каф. стомат. общ. практики и подготовки зубных техников, Москва

Бойко Андрей Владимирович, ведущий инженер Института механики МГУ, Москва

приложенной нагрузки. Но такие оценки крайне необходимы при выборе конструкции протеза и количества дентальных имплантатов, а также для оптимизации лечебного процесса и улучшения долгосрочности исхода лечения.

В настоящее время для этой цели используются в основном два прибора: *Periotest (Medizintechnik Gulden, Германия)* и *Osstell Mentor (Швеция)*.

Метод периотестметрии был предложен *W. Shulte* в 1985 г. для оценки состояния периодонта естественных зубов [14, 15] и лишь потом стал использоваться при оценке прочности крепления дентальных имплантатов. В основе методики измерения лежит корреляция между плотностью костной ткани в окрестности дентальных имплантатов и ее демпфирующими свойствами при ударной нагрузке [3, 14, 15].

В последнее время для оценки готовности дентальных имплантатов к функциональной нагрузке используются в основном приборы *Osstell Mentor* [7].

В 1997 г. профессор *N. Meredith* (Университет Лидса, Великобритания) обратил внимание на связь между резонансной частотой вынужденных колебаний дентальных имплантатов и жесткостью костной ткани в его окрестности [1, 6, 9, 10, 18]. На основе результатов исследований был разработан прибор *Osstell Mentor*.

Каждый из приборов даёт количественную оценку прочности крепления дентальных имплантатов. В приборах *Periotest* – это коэффициенты демпфирования, в приборах *Osstell Mentor* – коэффициенты стабильности. Показания приборов, основанные на динамическом воздействии, – это ответная реакция многопараметрической динамической системы «имплантат – костная ткань» на одно из возможных малых возмущений (удар, периодическую силу или какое-либо другое), вносимых при измерении. Необходимо отметить, что оба прибора дают оценку прочности крепления дентальных имплантатов на основании косвенных признаков и в своих условных единицах, физический смысл которых неясен, причём упоминания о теоретических моделях, на основании которых делаются оценки, довольно расплывчаты и не обсуждаются.

Для повышения эффективности операций с использованием дентальных имплантатов необходимы приборы, позволяющие устанавливать прямую связь между усилиями, прилагаемыми к дентальным имплантатам, и их (имплантатов) перемещениями, а также методы оценки несущей способности системы «дентальные имплантаты – костная ткань» в физических единицах. Принципиальная схема измерений подобного рода (методика лазерного тестирования) разработана совместно Институтом механики Московского государственного университета и кафедрой стоматологии общей практики и подготовки зубных техников Государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Московский государственный медико-стоматологический университет Росздрава» [4].

В данной работе изложена методика измерения коэффициентов поперечной жесткости крепления дентальных имплантатов (фирма *Conmet, Россия*) с помощью лазерного тестера, проведено их сравнение с коэффициентами демпфирования (*Periotest*) и стабильности (*Osstell Mentor*), фиксированных в аналогах костной ткани фирмы *Osstem Implant* (Южная Корея). Кроме того, исследовано влияние размеров дентальных имплантатов на коэффициенты стабильности.

Когда работа над статьей была полностью закончена, появилась возможность провести дополнительные измерения коэффициентов стабильности имплантатов непосредственно в экспериментальной лаборатории на приборах фирмы *Ostell AB* в Гётеборге (Швеция). Дело в том, что в распоряжении авторов был только один прибор *Osstell Mentor*. И хотя каждый раз перед измерениями проводился специальный тест на его исправность, выводы, сделанные на основании показаний одного прибора, были бы не очень убедительны. Поэтому в сентябре 2008 года во время поездки в Гётеборг

одним из авторов статьи (аспирантом В.Е. Унаняном) и двумя сотрудниками фирмы *Ostell AB* были повторно проведены все измерения коэффициентов стабильности имплантатов на тех же самых системах «имплантат – аналог костной ткани». Для этого фирма *Ostell AB* любезно предоставила восемь комплектов новых приборов *Ostell Mentor*.

Результаты измерений, проведенных в Гётеборге, хорошо согласуются с опытными данными, полученными ранее, и внесены в соответствующие графики и таблицы.

### МЕТОДИКА ЛАЗЕРНОГО ТЕСТИРОВАНИЯ

Методики измерения подвижности дентальных имплантатов приборами *Periotest* и *Ostell Mentor* описаны в работах [5, 6–11, 14–18], многочисленных рекламных проспектах и входят в комплекты этих приборов, поэтому излагать их нет необходимости. Перейдем к описанию принципиальной схемы лазерного тестирования. На рис. 1 изображен винтовой дентальный имплантат 1, закрепленный в аналоге костной ткани 2. Элементы системы: соединительный штифт 3, рычаг–коромысло 4 и лазер 5 жестко соединены между собой и с дентальным имплантатом.

При нагружении коромысла силой  $F$ , приложенной в точке  $C$  (или  $C_1$ ), луч лазера совершает перемещение  $\xi$  на экране 6. Величина угла  $\varphi$  поворота имплантата определяется по формуле  $\varphi = \frac{\xi}{L}$ , где  $L$  – расстояние от имплантата до экрана ( $\xi \ll L$ ).

Нагружение проводилось грузиками, которые подвешивались в точках  $C$  или  $C_1$ , расположенных на расстоянии  $\delta$  от оси имплантата. Величина вращающего момента определялась по формуле  $m = F \cdot \delta$ , где  $\delta$  – плечо силы.

С методической точки зрения нагружать дентальный имплантат следовало бы парой сил, тогда угол поворота зависел бы только от величины момента, но при большом числе измерений это не так удобно. Поэтому, учитывая, что при  $m = \text{const}$  с ростом плеча сила убывает, было выбрано такое соотношение между  $F$  и  $\delta$ , при котором влияние  $F$  на величину угла поворота мало и его можно не учитывать [4].

Схема измерения, предложенная выше для проведения методологических исследований, выбрана неслучайно. Она чрезвычайно проста. Здесь отсутствует автоматическая обработка опытных данных, т.е. обеспечена максимальная «прозрачность» измерений. В то же время главную задачу – установить прямую связь между вращающим моментом и углом поворота дентального имплантата – она позволяет решить.

На рис. 2, а приведена типичная зависимость угла  $\varphi$  поворота дентального имплантата от величины вращающего момента  $m$ . Здесь  $A$  – предел пропорциональности,  $AB$  – нелинейный участок нагружения,  $BO_1$  – разгрузка,  $OO_1$  – остаточный угол поворота,  $O_1A_1$  – линейный участок при нагружении в противоположную сторону,  $A_1B_1$  – соответствующий нелинейный участок,  $B_1O$  – разгрузка. Если при нагрузке величина момента не превосходит предела пропорциональности, разгрузка идет по той же линии, что и нагрузка, т.е. точки  $O$  и  $O_1$  совпадают.

На рис. 2, б изображена траектория луча лазера на экране. Здесь  $O$  – начальная нулевая точка. При нагружении точка падения луча лазера на экран движется по вертикальной (выделено жирным) линии. Если при этом величина момента

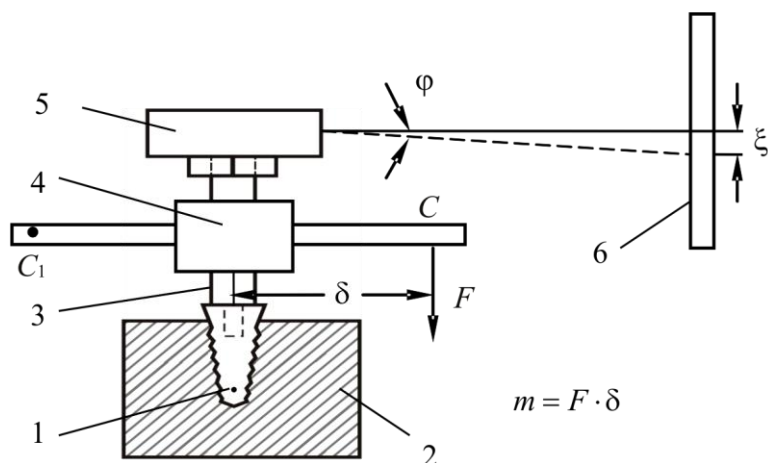


Рис. 1. Схема измерения углов поворота имплантата при нагружении через коромысло

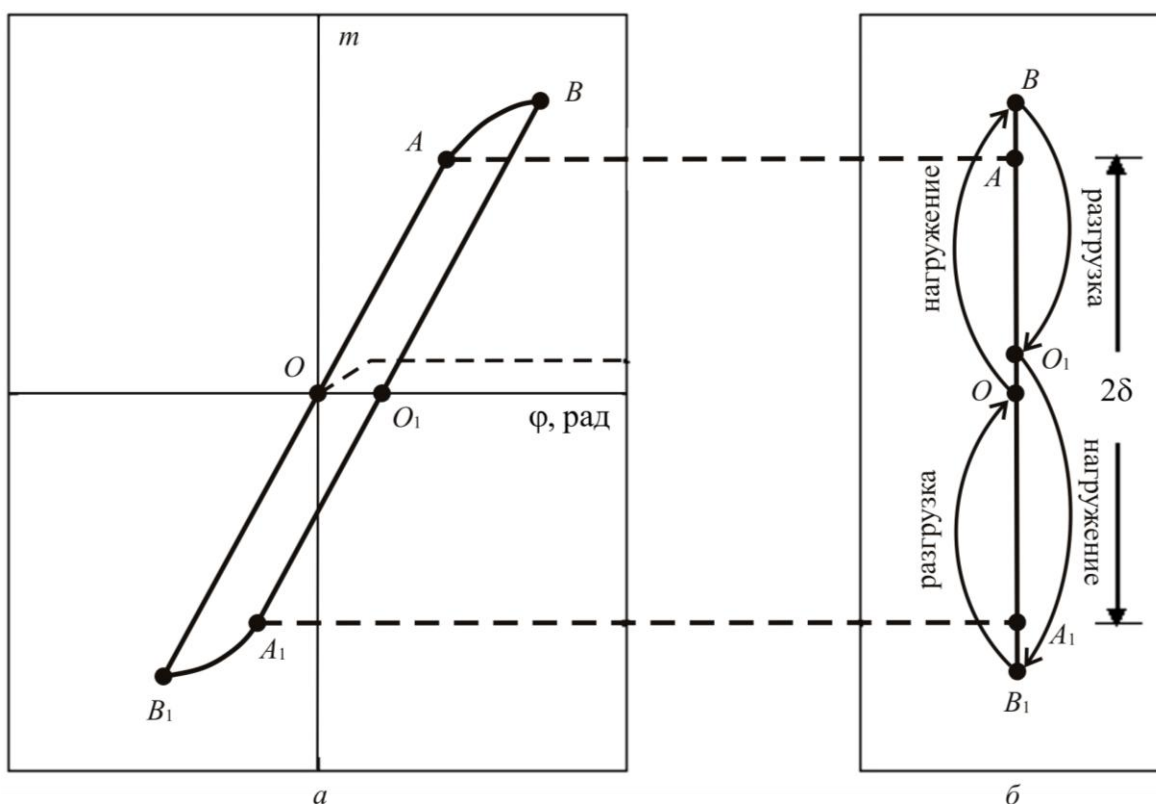


Рис. 2. Зависимость угла  $\varphi$  поворота имплантата от вращающего момента (а) и вид траектории луча лазера на экране (б)

не превосходила предел пропорциональности, точки  $O$  и  $O_1$  совпадали. Измеряя полную амплитуду  $AA_1 = 2\delta$  на линейном участке, находим значение коэффициента поперечной жесткости  $K_n = \frac{m}{\varphi}$ , где  $\varphi = \frac{\delta}{L}$ .

Иной вид имеет диаграмма нагружения, если дентальный имплантат подвижен (слабая фиксация). На рис. 3 схематично изображен вид диаграммы, когда в начальный момент дентальный имплантат находится в среднем положении (точка  $O$ ).

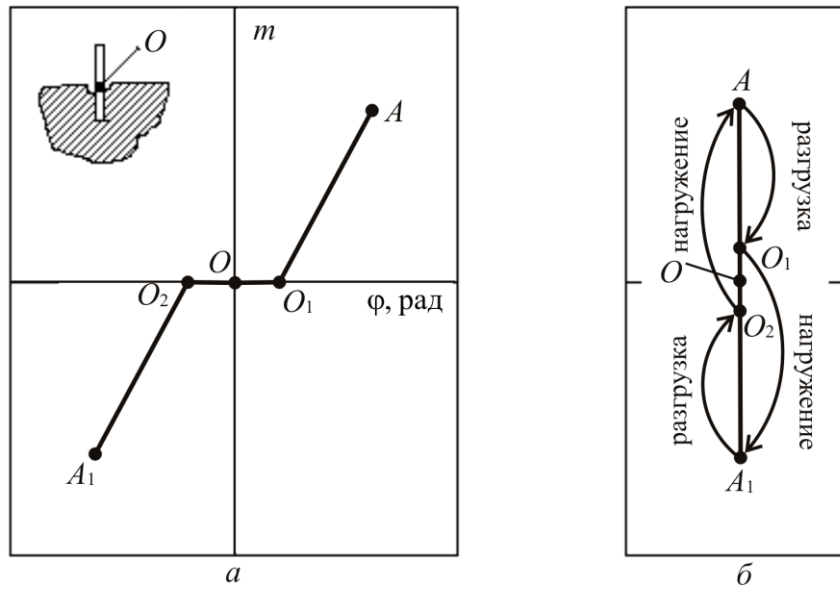


Рис. 3. Зависимость угла поворота имплантата от момента при слабой фиксации (а) и вид траектории луча лазера на экране (б)

В этом случае  $OO_1$  – поворот дентального имплантата при почти полном отсутствии сопротивления, т.е. люфте (люфт – смещение дентального имплантата из положения равновесия при нагрузках, малых по сравнению с их значениями на линейном участке нагружения).  $O_1A$  – нагрузка на линейном участке,  $AO_1$  – разгрузка. При изменении направления вращающего момента практически без нагрузки происходит переход диаграммы  $O_1O_2$ . Затем идет нагружение в противоположном направлении:  $O_2A_1$  – линейный участок нагружения и  $A_1O_2$  – разгрузка.  $O_2O$  – остаточный угол поворота. Аналогичным образом получаем незамкнутый цикл, изображенный на рис. 3, б.

При повторном нагружении  $O_2$  – начало нового цикла (нулевая точка),  $O_2O$  – переход почти сразу после начала нагружения, нагрузка  $O_1A$  и т.д. ( $O_2O_1AO_1O_2A_1O_2$ ). Теперь после полного цикла происходит возвращение в исходную точку  $O_2$ , т.е. цикл нагружения становится замкнутым. То же самое справедливо и для траектории луча лазера на экране (см. рис. 3, б).

Траектории нагружения, изображенные на рис. 2, б и 3, б внешне похожи, но имеют принципиальное различие.

В первом случае несовпадение точек  $O_1O_2$  объясняется выходом материала аналога костной ткани за рамки линейности, во втором – наличием люфта (дентальный имплантат подвижен). Но после того, как люфт выбран, материал работает как линейно упругий, если не переходить предел пропорциональности (участки  $O_1A$  и  $O_2A_1$  рис. 3, а). Чтобы избежать путаницы, не следует выходить за рамки линейности, т.е. ограничиться малым углом поворота.

Вообще говоря, для того чтобы охарактеризовать подвижность дентального имплантата в некотором направлении, необходимо знать по меньшей мере два параметра: коэффициент поперечной жесткости ( $K_n$ ) и люфт. Этому важному вопросу в дальнейшем будет посвящено отдельное исследование, а сейчас ограничимся определением  $K_n$  на линейном участке, так как приборы *Periotest* и *Osstell Mentor* являются однопараметрическими, т.е. для оценки состояния дентального имплантата используют только один параметр.

## СРАВНЕНИЕ КОЭФФИЦИЕНТОВ СТАБИЛЬНОСТИ И КОЭФФИЦИЕНТОВ ПОПЕРЕЧНОЙ ЖЕСТКОСТИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

Для сравнения коэффициентов стабильности имплантатов, определяемых прибором *Osstell Mentor*, с результатами измерений  $K_n$ , определяемых по методике лазерного тестирования, было проведено несколько серий экспериментов на дентальных имплантатах фирмы *Conmet* (Россия), закреплённых в аналогах костной ткани фирмы *Osstem Implant* (Южная Корея), собранных в блоки по четыре элемента ( $D1, D2, D3, D4$ ) (рис. 4).

Размеры элементов:  $15 \times 17 \times 50$  (мм<sup>3</sup>). Материалы  $D1$  и  $D2$  – из местных сортов дерева, напоминающие по своим механическим свойствам бук ( $D1$ ) и липу ( $D2$ ),  $D3$  – твердый пенопласт,  $D4$  – бальза. В каждом из элементов в предварительно просверленные отверстия диаметром 3,5 мм было установлено по два дентальных имплантата диаметром 4,0 мм и длиной 15,0 мм, один из которых ( $A$ ) завинчивался почти полностью (над поверхностью материала выступал на 2,0 мм), а второй ( $B$ ) завинчивался по верхнюю кромку резьбы (верхняя кромка выступала на 3,0 мм).

Результаты измерений коэффициентов стабильности имплантатов и  $K_n$  приведены в табл. 1.

Строки соответствуют типам материалов. Номера столбцов, обозначенные римскими цифрами, соответствуют различным приборам *Osstell Mentor*. В клетках табл. 1 содержится по три числа, каждое из которых относится к своему блоку дентального имплантата (три блока по четыре элемента в каждом). Например,  $D3A - IV$ : число 70,4 во второй строке является средним арифметическим значением из пяти измерений коэффициентов стабильности имплантатов, проведенных на  $IV$  приборе для дентального имплантата, закреплённого в материале  $D3$  второго блока. Буквы  $A$  и  $B$  (см. выше) указывают на первоначальную глубину крепления дентального имплантата (при проведении измерений в Гётеборге во время завинчивания магнитных штифтов с помощью динамометрической отвертки с моментом  $m = 5$  Н·см дентальный имплантат мог завернуться глубже). В столбце  $KSI_{cp}$  приведены средние значения коэффициентов стабильности имплантатов по результатам измерения на всех приборах фирмы *Ostell AB*. В последнем столбце приведены средние значения  $K_n$  по результатам измерений до и после поездки в Гётеборг.

Сравнительные диаграммы коэффициентов стабильности имплантатов и  $K_n$  даны на рис. 5. По горизонтали приведены номера дентальных имплантатов, по вертикали – средние значения коэффициентов стабильности имплантатов в условных единицах и средние значения  $K_n$ , размерность которых Н·м/рад. Сравнение показывает, что качественно результаты согласуются, т.е. большим значениям коэффициентов стабильности имплантатов соответствуют более высокие значения коэффициентов поперечной жесткости. Но расхождение относительных значений очень велико. Например, значения коэффициентов стабильности имплантатов, закреплённых в материалах  $D1$  и  $D4$ , отличаются в 1,5–2,0 раза, а их  $K_n$ , измеренные по методике лазерного тестирования, в 10–15 раз. В некоторых случаях жесткость крепления была очень малой (дентальные имплантаты подвижны), а *Osstell Mentor* давал значения коэффициентов стабильности имплантатов порядка 50–60 единиц.

Диаграммы, изображенные на рис. 5, довольно наглядны, но хотелось бы иметь зависимость коэффициентов стабильности имплантатов от модуля Юнга  $E$ . Однако значения модулей Юнга аналогов костной ткани неизвестны. Более того, их упругие свойства заметно различаются в пределах серии ( $D$ ) одного индекса, хотя в направлении от  $D1$  к  $D4$  и плотность и жесткость уменьшаются монотонно.



Рис. 4. Блоки аналогов костной ткани с дентальными имплантатами

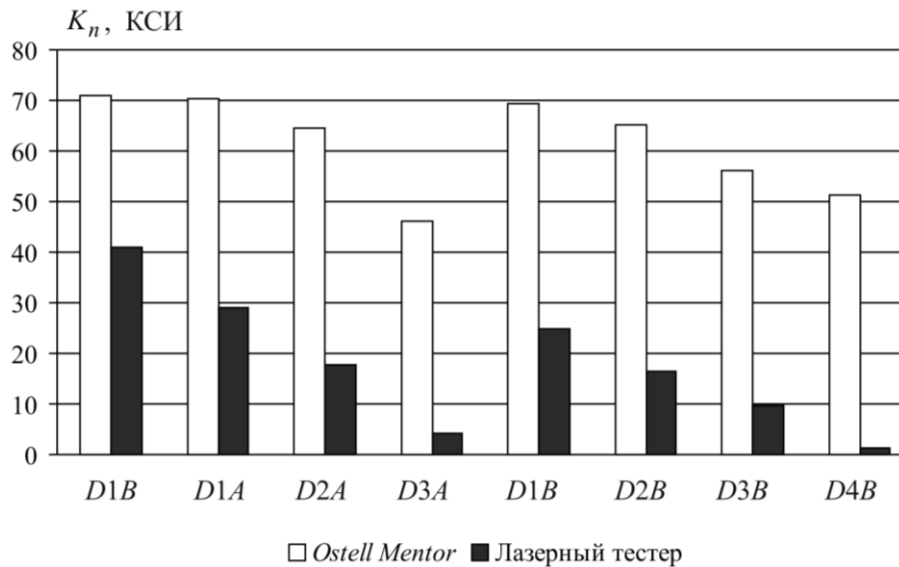


Рис. 5. Сравнительные диаграммы средних значений коэффициентов стабильности имплантатов (КСИ) и  $K_n$  имплантатов

Если нельзя построить этот график, найдем зависимость коэффициентов стабильности имплантатов  $КСИ = f(K_n)$ , пользуясь данными табл. 1.

На рис. 6 приведена зависимость коэффициентов стабильности имплантатов от  $K_n$  (Н·м/рад) по результатам всех проведенных экспериментов. Кружочками изображены опытные данные, полученные в Гётеборге, треугольниками – все остальные [4]. Штриховая линия соответствует значению  $КСИ = 65$ , при котором, по мнению большинства авторов, имплантаты могут нести функциональную нагрузку [7].

Очевидно, что обе серии экспериментов хорошо согласуются между собой. Сплошная линия – результат обработки опытных данных методом наименьших квадратов.

Таблица 1

Результаты измерения коэффициентов стабильности имплантатов (*Ostell Mentor*)  
и коэффициентов поперечной жесткости (лазерный тестер)

	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	КСИ <sub>ср</sub>	$K_n$ , Н·м / рад
D1A	83,0	83,0	83,0	83,0	83,0	83,0	83,0	83,0	83,0	38,90
	84,0	84,0	84,0	84,0	84,0	84,0	84,0	84,0	84,0	37,00
	83,0	83,0	83,0	83,0	83,0	83,0	84,0	83,0	83,0	37,30
D2A	81,0	80,0	81,0	80,0	80,0	80,0	79,0	79,0	80,0	36,00
	80,0	80,0	80,0	80,0	80,0	80,0	80,0	80,0	80,0	34,90
	81,0	81,0	81,0	81,0	81,0	81,0	81,0	81,0	81,0	34,70
D3A	66,0	66,0	69,0	70,0	70,0	68,0	70,0	70,0	68,6	24,40
	72,0	72,0	70,5	70,4	69,8	70,0	70,6	70,4	70,7	24,90
	66,0	66,0	66,0	66,0	66,0	66,0	66,0	66,0	66,0	23,80
D4A	60,0	61,0	61,0	61,0	61,0	61,0	61,0	61,0	61,0	8,10
	48,0	48,0	48,0	48,0	48,0	48,0	48,0	48,0	48,0	12,60
	49,0	49,0	49,0	49,0	49,0	49,0	49,0	49,0	49,0	3,70
D1B	76,0	76,0	75,0	75,0	75,0	75,0	75,0	76,0	75,0	34,90
	75,0	75,0	75,0	75,0	75,0	75,0	75,0	75,0	75,0	33,50
	75,0	75,0	75,0	75,0	75,0	75,0	75	75,0	75,0	33,30
D2B	72,0	72,0	72,0	72,0	72,0	72,0	72,0	72,0	72,0	29,60
	72,0	72,0	72,0	72,0	72,0	72,0	72,0	72,0	72,0	25,60
	72,0	72,0	72,0	72,5	72,0	72,0	72,0	72,0	72,0	29,40
D3B	56,0	57,0	57,0	57,0	57,0	57,0	57,0	57,0	57,0	9,65
	57,2	57,3	56,0	56,0	56,0	56,0	56,0	56,0	56,0	11,76
	58,0	58,0	58,0	58,0	58,0	58,0	58,0	58,0	58,0	11,10
D4B	43,0	41,0	43,0	43,0	41,0	61,0	41,0	61,0	43,3	8,74
	39,0	39,0	39,0	39,0	39,0	39,0	39,0	39,0	39,0	5,50
	61,0	–	62,0	50,2	43,0	43,0	52,5	62,0	53,4	1,14

Результаты, приведенные на рис. 6, показывают, что зависимость коэффициентов стабильности имплантатов от  $K_n$  близка к линейной, но не проходит через нуль (при  $K_n = 0$  значение КСИ  $\approx 44$ ). Следовательно, действительный интервал значений, в котором может изменяться КСИ прибора *Ostell Mentor*  $44 \leq \text{КСИ} \leq 100$ , причем значение КСИ = 100 соответствует значению  $K_n = 56,4$  Н·м / рад (строго говоря, это справедливо только для дентальных имплантатов исследованных формы и размеров). При соответствующем сдвиге шкалы прибора *Ostell Mentor* ее нуль будет совпадать с нулем  $K_n$  (и, очевидно, значением модуля Юнга  $E = 0$ ), т.е. характеристики



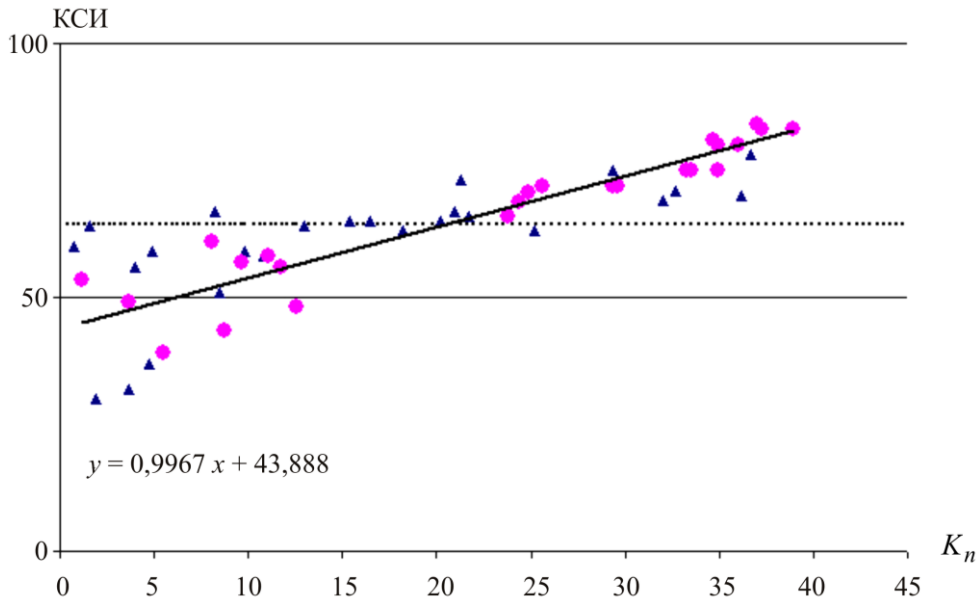


Рис. 6. Зависимость коэффициента стабильности имплантатов (КСИ) от коэффициента поперечной жесткости  $K_n$

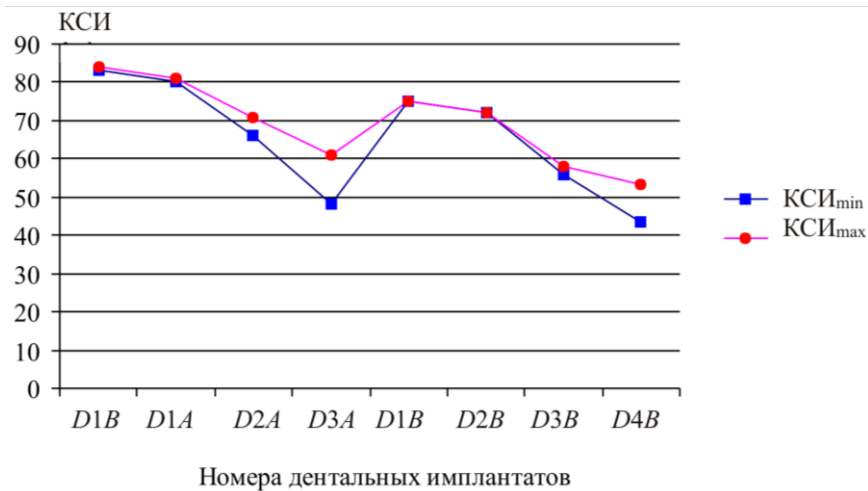


Рис. 7. Зависимость верхней ( $КСИ_{max}$ ) и нижней ( $КСИ_{min}$ ) границы коэффициента стабильности имплантатов (КСИ) от жесткости крепления имплантата в аналогах костной ткани

прибора будут соответствовать общепринятым стандартам, а у единицы измерения КСИ появится физический смысл. Следует подчеркнуть, что в настоящее время интервал измерения прибора *Osstell Mentor*  $0 \leq КСИ \leq 44$  не имеет реального смысла, т.е. попадание измерений внутрь этого интервала говорит лишь о разбросе результатов.

Вернемся еще раз к табл. 1 и обратим внимание не на средние значения, а верхнюю и нижнюю границы значений коэффициентов стабильности имплантатов (рис. 7).

Оказывается, при достаточно жестком креплении дентальных имплантатов (материалы *D1*, *D2*) повторяемость измерений очень высокая. Например, для дентального имплантата, закрепленного в материале *D1A* из первого комплекта аналогов, все измерения на всех восьми приборах показали одно и то же значение  $КСИ = 83$ . При уменьшении жесткости крепления (материалы *D3*, *D4*) разброс растет.

Следует также отметить, что разброс результатов измерений у опытных операторов прибора *Osstell Mentor* значительно меньше, т.е. для получения надежных результатов необходима соответствующая подготовка.

### ВЛИЯНИЕ РАЗМЕРОВ ИМПЛАНТАТОВ НА КОЭФФИЦИЕНТЫ СТАБИЛЬНОСТИ

Большие дентальные имплантаты должны нести бóльшую функциональную нагрузку. Этот, казалось бы, очевидный с точки зрения здравого смысла и клинической практики тезис неожиданно подвергся сомнению в связи некоторыми измерениями коэффициентов стабильности имплантатов, полученными с помощью прибора *Osstell Mentor* [12, 13].

Действительно, либо размеры площади контакта дентальных имплантатов с костной тканью не влияют на прочность его крепления, либо резонансно-частотный анализ не позволяет это оценить. Возможен и третий случай: по какой-то причине измерения или их интерпретация были ошибочны.

Для выяснения этого вопроса были проведены две серии экспериментов по оценке влияния размеров дентальных имплантатов на  $K_n$  (лазерный тестер) и коэффициенты стабильности имплантатов (*Osstell Mentor*). Измерения проводились на дентальных имплантатах пяти различных размеров фирмы *Conmet* (Россия), закрепленных в блоке из твердого пенопласта. Результаты измерения приведены в табл. 2.

Здесь  $d$  – диаметр дентального имплантата,  $l$  – глубина его крепления в материале,  $S$  – площадь контакта. Первые пять строчек таблицы соответствуют экспериментам, проведенным в Москве, причем каждое из значений  $K_n$  и коэффициентов стабильности имплантатов является средним арифметическим из пяти измерений.

Значения коэффициентов стабильности имплантатов, содержащиеся в последних пяти строчках, получены в Гётеборге, причем сначала осреднение проводилось по результатам пяти измерений на каждом из приборов, а потом еще раз

Таблица 2

#### Влияние размеров имплантатов на коэффициенты стабильности и поперечной жесткости

№ п/п	$d$ , мм	$l$ , мм	$S$ , мм <sup>2</sup>	$K_n$ , Н·м / рад	КСИ
1	3,3	7,9	81,8	8,80	46
2	4,0	10,0	125,6	14,80	48
3	3,3	11,7	121,2	16,90	52
4	4,0	12,0	150,7	17,70	53
5	4,0	15,9	199,7	26,20	58
6	3,3	7,8	80,8	8,40	53
7	4,0	9,9	124,3	16,02	57
8	3,3	11,9	123,3	14,04	48
9	4,0	11,8	148,2	18,59	55
10	4,0	15,6	195,9	23,60	61

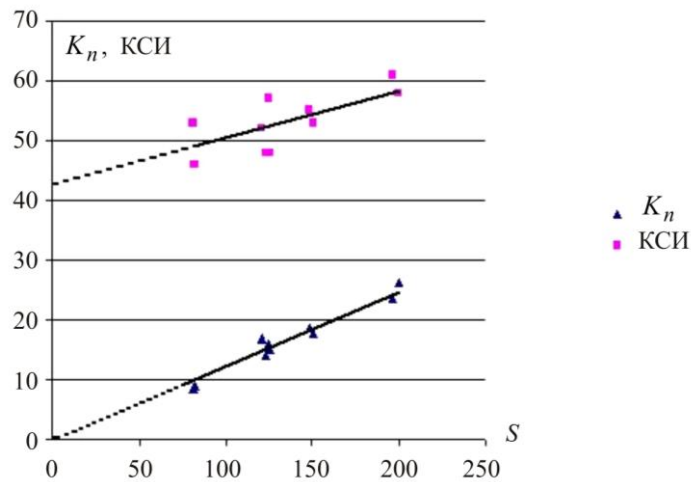


Рис. 8. Зависимость коэффициентов стабильности (КСИ) и коэффициентов поперечной жесткости  $K_n$  от площади контакта дентальных имплантатов с костной тканью

эти данные осреднялись по всем восьми приборам. Изменения глубины крепления дентальных имплантатов объясняются использованием в Гётеборге динамометрического ключа с моментом  $m = 5 \text{ Н}\cdot\text{см}$  при завинчивании магнитных штифтов. Значения  $K_n$ , стоящие в последних пяти строчках, получены после исследований, проведенных в Гётеборге. Подробное изложение результатов измерений приведено в работе [4].

Приведенные в табл. 2 данные и экспериментальные точки, изображенные на рис. 8, показывают, что для дентальных имплантатов выбранной геометрии зависимость  $K_n$  от площади контакта  $S$  (треугольники) близка к линейной. При этом значения коэффициентов стабильности имплантатов (на рис. 8 они изображены квадратиками) с ростом  $S$  также растут, но эта зависимость не проходит через нуль.

Исследования, проведенные в предыдущем параграфе, показали, что нуль прибора *Osstell Mentor* находится в окрестности точки КСИ  $\approx 44$ . Из физических соображений также ясно, что при стремлении  $S$  к нулю устойчивость к повороту системы «имплантат – костная ткань» должна стремиться к нулю. И хотя опытных данных при малых значениях  $S$  нет, ясно, что эти экспериментальные результаты согласуются с полученными ранее данными, т.е. при  $S \rightarrow 0$  КСИ должно стремиться к КСИ  $\approx 44$ .

### ОПРЕДЕЛЕНИЕ КОЭФФИЦИЕНТОВ ДЕМПФИРОВАНИЯ С ПОМОЩЬЮ ПРИБОРА *PERIOTEST*

Прибор *Periotest* определяет способность тканей периодонта вернуть исследуемый зуб в исходное положение после действия внешней ударной нагрузки, осуществляемой бойком аппарата [5].

Возбужденный при ударе импульс проходит по зубу и передается тканям периодонта. Форма и продолжительность отражённого сигнала, зависящая от эластичности волокон периодонта, анализируется с помощью микропроцессоров и на экране дисплея дается интегральная цифровая оценка амортизирующей (демпфирующей) способности периодонта. Например, при значениях от  $-8$  до  $0$  – здоровый периодонт, от  $0$  до  $+30$  – подвижность легкой или средней тяжести и т.д.

Метод периотестметрии был разработан для оценки прочности крепления и характеристик демпфирования естественного зуба, окруженного периодонтальной

связкой [5, 14–17], и лишь потом стал использоваться для оценки прочности крепления дентальных имплантатов. Целесообразность его использования при имплантации не очевидна, тем не менее, как следует из работ [11, 16, 17], он довольно широко используется для оценки готовности имплантатов к функциональным нагрузкам при проведении восстановительных операций.

Сравним результаты периотестметрии с опытными данными по определению КСИ (*Osstell Mentor*) и  $K_n$  (лазерный тестер), приведенными выше. Для этого определим значения коэффициентов демпфирования  $PT$  тех же дентальных имплантатов с помощью трех различных приборов *Periotest*. Средние арифметические значения этих коэффициентов по результатам 5–7 измерений для каждого дентального имплантата приведены в табл. 3, 4 и 5. Эти данные показывают, что при определении коэффициента демпфирования с помощью различных приборов *Periotest* имеет место большой разброс результатов измерения.

Например, значения коэффициента демпфирования одного и того же дентального имплантата ( $D2-1B$ ), показанные различными приборами, соответственно равны:  $-3,73$ ;  $12,42$ ;  $10,33$ . Не лучше дело обстоит и с повторяемостью измерений, полученных с помощью одного и того же прибора. Например, в табл. 4 значение коэффициента демпфирующей способности  $PT = 12,42$  ( $D2-1B$ ) является средним значением следующей серии измерений: 5; 7; 10; 25; 11; 13; 16.

Рассмотрим теперь общую картину, которую дает *Periotest*. По результатам всех измерений, приведенных в табл. 3, 4 и 5, только пять средних значений из 72 (7%) меньше нуля ( $PT < 0$ ), что должно соответствовать достаточно прочному креплению дентальных имплантатов, причем одно из них ( $D4-1B$ , табл. 3) явно ошибочно, так как при мануальной проверке подвижности было заметно, что дентальный имплантат подвижен. В то же время, по оценкам *Osstell Mentor*, результаты измерения указывают на хорошее крепление (значение КСИ выше 65) примерно в 50% случаев измерения.

По результатам всех измерений, средние показатели периотестметрии приведены в табл. 6. Качественно эти данные согласуются с результатами измерений *Osstell Mentor* и лазерным тестером, так как меньшие значения  $PT$  соответствуют большей прочности крепления. Однако для получения этих средних значений потребовалось провести очень большое количество измерений, что в лечебной практике невозможно, так как ударное воздействие прибора *Periotest* не так мало, как хотелось бы, даже для хорошо остеоинтегрированных дентальных имплантатов.

Здесь необходимо отметить, что уже после завершения работы появилась информация о новой версии прибора (рекламный проспект о *Periotest M*). Возможно, новый прибор является более совершенным и лишен недостатков своих предшественников. Согласно описанию теперь к прибору прилагается устройство для проверки его исправности. Однако пока с ним ознакомиться не удалось (на территории Российской Федерации эти приборы не зарегистрированы).

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенное исследование характеристик известных зарубежных приборов *Periotest* и *Osstell Mentor*, использующихся в качестве индикаторов готовности дентальных имплантатов нести функциональную нагрузку, путем сравнения их показаний со значениями  $K_n$ , определяемых на основе прямых измерений, показало, что оценка прочности крепления дентальных имплантатов в различных аналогах костной ткани с помощью этих приборов лишь качественно согласуется с результатами измерения по методике лазерного тестирования, причём *Periotest* даёт очень большой

Таблица 3

**Результаты исследований с помощью аппарата *Periotest*  
фирма *MEDIZINTECHNIK GULDEN* (Германия)**

	1A	2A	3A	$PT_{av}$	1B	2B	3B	$PT_{av}$
D1	1,32	1,22	2,91	1,82	0,84	6,34	5,39	4,19
D2	7,30	4,87	2,31	4,82	-3,73	2,16	1,60	0,03
D3	3,06	14,17	2,72	6,65	27,93	14,50	5,97	16,10
D4	18,9	31,00	7,81	19,23	-2,60	16,59	8,63	7,54

Таблица 4

**Результаты исследований с помощью аппарата *Periotest*  
фирма *GULDEN* (Германия)**

	1A	2A	3A	$PT_{av}$	1B	2B	3B	$PT_{av}$
D1	3,66	5,0	4,33	4,33	6,20	7,67	5,33	6,40
D2	5,50	16,3	6,00	9,27	12,42	15,00	3,75	10,39
D3	15,00	8,3	7,33	10,21	13,30	5,00	6,33	8,21
D4	16,53	7,6	23,00	15,71	11,66	15,33	27,33	18,10

Таблица 5

**Результаты исследований с помощью аппарата *Periotest*  
фирма *SIEMENS* (Германия)**

	1A	2A	3A	$PT_{av}$	1B	2B	3B	$PT_{av}$
D1	1,33	-2,0	-1,75	-0,80	2,44	1,75	1,40	1,86
D2	4,66	3,0	7,83	5,16	10,33	3,25	1,75	5,11
D3	16,66	9,0	7,63	11,09	5,33	3,75	8,50	5,86
D4	7,66	26,7	4,75	13,03	14,00	45,67	?	29,83

Таблица 6

**Средние показатели периотестометрии**

	D1A	D2A	D3A	D4A	D1B	D2B	D3B	D4B
PT	1,78	6,42	9,28	15,99	4,15	5,17	10,05	18,49

разброс измерений, а возможность проверить его исправность фирмой-производителем не предусмотрена. Разработанный для оценки подвижности естественных зубов, этот прибор, по-видимому, следует использовать по своему прямому назначению.

*Osstell Mentor* – очень удобный атравматичный прибор, который бесконтактным способом позволяет определять так называемый коэффициент стабильности имплантатов, величина которого находится в пределах от 0 до 100 условных единиц, причем более высокие значения коэффициента стабильности имплантатов соответствуют большей жесткости крепления. Однако относительная жесткость крепления дентальных имплантатов в использованных аналогах костной ткани, определенная по методике лазерного тестирования и с помощью прибора *Osstell Mentor*, отличается в несколько раз.

Эксперименты показали, что зависимость КСИ от  $K_n$  близка к линейной, но не проходит через нуль (при «нулевой» жесткости материала КСИ  $\approx 44$ ). Следовательно, действительный интервал значений, в котором изменяется коэффициент стабильности, находится в пределах  $44 \leq \text{КСИ} \leq 100$ . Интервал значений  $0 \leq \text{КСИ} \leq 44$  не имеет реального смысла, и попадание в него результатов измерений характеризует лишь их разброс.

При соответствующем сдвиге шкалы *Osstell Mentor* характеристики прибора будут соответствовать общепринятым стандартам, а у единиц измерения появится физический смысл. Отметим также, что при высокой жесткости крепления имплантатов использование прибора *Osstell Mentor* дает прекрасные результаты: высокая надежность и очень хорошая повторяемость результатов. При слабой жесткости крепления показаний одного этого прибора недостаточно для оценки состояния крепления дентального имплантата: он не позволяет оценить величину люфта и может дать большой разброс результатов измерения.

Авторы статьи выражают свою искреннюю благодарность руководству фирмы *Osstell AB* за возможность использования их приборов, а также коллегам за помощь и содействие в работе.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Дробышев, А.Ю. Оценка стабильности и остеоинтеграции дентальных имплантатов с применением резонансно-частотного метода / А.Ю. Дробышев, М.В. Дронов // Институт стоматологии. – 2007. – № 1. – С. 128–129.
2. Дробышев, А.Ю. Оценка стабильности и остеоинтеграции дентальных имплантатов с применением резонансно-частотного метода / А.Ю. Дробышев, М.В. Дронов // Институт стоматологии. – 2007. – № 3. – С. 64–65.
3. Дронов, М.В. Применение резонансно-частотного метода для оценки стабильности и остеоинтеграции дентальных имплантатов: дис. ... канд. мед. наук / М.В. Дронов. – М., 2007. – 185 с.
4. Ерошин, В.А. Подвижность дентальных имплантатов: приборы и методы диагностики / В.А. Ерошин, А.В. Бойко, Е.А. Архангельский, С.Д. Арутюнов, А.С. Арутюнов, В.Е. Унанян // Отчет № 4963. – М.: Изд-во Института механики МГУ, 2008. – 53 с.
5. Лебедеенко, И.Ю. Функциональные и аппаратурные методы исследования в ортопедической стоматологии / И.Ю. Лебедеенко, Т.И. Ибрагимов, А.Н. Ряховский. – М.: Медицинское информационное агентство, 2003. – 128 с.
6. Маркин, В.А. Диагностические и прогностические ресурсы современных методов клинической и биомеханической оценки внутрикостных дентальных имплантатов: дис. ... канд. мед. наук / В.А. Маркин. – М., 2006. – 217 с.
7. Маркин, В.А. Частотно-резонансное тестирование внутрикостных имплантатов на нижней челюсти как метод обследования их непосредственной нагрузки / В.А. Маркин, В.Н. Олесова, С.Д. Арутюнов, И.Ч. Мушаев, А.И. Поздняев, Д.М. Тарафутдинов // Российский стоматологический журнал. – 2006. – № 1. – С. 44–46.
8. Морозов, К.А. Комплексный анализ параметров подвижности зубов: дис. ... канд. мед. наук / К.А. Морозов. – М., 2004. – 232 с.
9. Meredith, N. A review of nondestructive test methods and their application to measure the stability and ossteointegration of bone anchored endosseous implants / N. Meredith // Crit. Rev. Biomed. Eng. – 1998. – P. 275–291.
10. Meredith, N. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia / N. Meredith, F. Shagaldi, L. Sennerby, P. Cawley // Clinical Oral Implants Research. – 1997. – Vol. 8, No. 3. – P. 234–243.
11. Misch, C.E. Implant success or failure: clinical assessment in implant dentistry / C.E. Misch. – St. Louis: In Misch CE Editor, 1993. – P. 29–42.
12. Rasmusson, L. Implant stability measurements using resonance frequency analysis in the grafted maxilla. A cross – sectional pilot study / L. Rasmusson, G. Stegersjo, K.E. Kahnberg., L. Sennerby // Clin. Implant Dent. Related Res. – 1999. – Vol. 1, No. 2. – P. 70–74.

13. *Rasmusson, L.* Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability. An experimental study in the dog mandible / L. Rasmusson, K.E. Kahnberg, A. Tan // *Clin. Implant Dent. Related Res.* – 2001. – Vol. 3, No. 1. – P. 2–8.
14. *Schulte, W.* The Periotest method / W. Schulte, D. Lukas // *Int. Dent. J.* – 1990. – Vol. 42, No. 6. – P. 433–440.
15. *Schulte, W.* What is the significance of the Periotest method currently? / W. Schulte // *Dtsch Zahnarzt Z.* – 1985. – Vol. 40, No. 7. – P. 705–706.
16. *Teerlinck, J.* Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition towards implant / J. Teerlinck, M. Quirynen, M.S. Darius, et al. // *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* – 1991. – Vol. 6, No. 1 – P. 78–84.
17. *Teerlinck, J.* Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition towards implant / J. Teerlinck, M. Quirynen, P. Darius, et al. // *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* – 1991. – Vol. 6, No. 3 – P. 58–64.
18. *Sennerby, L.* Analisi della frequenza di risonanza (RFA). Conoscenze attuali e implicazioni cliniche / L. Sennerby, N. Meredith // In: M. Chiapasco, C. Gatti, eds. *Osteointegrazione e carico immediate. Fondamenti biologici e applicazioni cliniche.* – Milan. – Masson. – 2002. – P. 19–31.

## MOBILITY OF DENTAL IMPLANTS: DEVICES AND DIAGNOSTIC METHODS

**V.A. Yeroshin, S.D. Arutyunov, A.S. Arutyunov, V.Ye. Unanyan, A.V. Boyko  
(Moscow, Russia)**

Characteristics of the known foreign devices are investigated, namely *Periotest* and *Osstell Mentor* which are used as indicators of implant readiness to carry functional load, by comparison of their evaluations of implant strength of fastening in osseous tissue analogues with values of lateral rigidity coefficients determined on the basis of direct measurements using a laser testing technique developed by Institute of Mechanics of the Moscow State University together with the Moscow State Medical Stomatological University. A considerable part of measurements of stability coefficients has been carried out in Gothenburg using devices of the *Osstell AB* company.

**Key words:** prosthetic dentistry, implant, turning angle, implant stability quotient, lateral stiffness factor.

*Получено 8 апреля 2009*