

## **Частотно-резонансный анализ для измерения стабильности имплантата.**

Lars Sennerby, DDS, PhD

Клиника Фельтре, Фельтре, Италия

Отдел челюстно-лицевой хирургии, Академия Салгрэнска, Университет Гетеборга, Швеция

*Ключевые слова:* остеоинтеграция, частотно-резонансный анализ, стабильность имплантата, приживляемость имплантата.

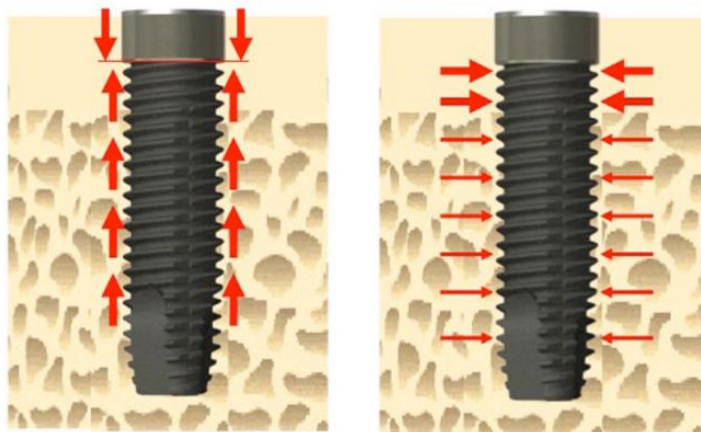
---

*Аннотация:* частотно-резонансный анализ (RFA) для измерения стабильности имплантата был разработан Мередитом и его коллегами более 20 лет назад. Метод RFA предполагает использование штифта (пега), который прикрепляется к имплантату и заряжается электромагнитными волнами для измерения частоты резонанса. Лежащие в основе RF измерения в герцах переводятся в коэффициент стабильности имплантата (ISQ) по шкале от 1 (самый низкий уровень стабильности) до 100 (самый высокий уровень стабильности). Новое поколение технологий частотно-резонансного анализа развивается с появлением аппарата Penguin с батарейным питанием, который имеет удобный вид ручки и используется совместно с многоразовыми штифтами (мульти пегами). Они сделаны из биосовместимого титана и могут автоклавироваться и использоваться множество раз. Инструмент может быть упакован в стерильный мешок и храниться в хирургическом наборе, и может использоваться хирургом, не нарушая стерильность. Метод частотно-резонансного анализа измеряет стабильность имплантата и коррелирует с подвижностью имплантата, в том числе микроподвижностью. Коэффициент стабильности имплантата (КСИ) может быть обусловлен плотностью кости и взаимосвязан с техникой установки имплантата, дизайном имплантата, периодом заживления и высотой имплантата над альвеолярным гребнем. Имплантаты с низким или падающим показателем КСИ определяют повышенный риск отторжения в сравнении с имплантатами с высокими показателями. Техника частотно-резонансного анализа может быть применена на любом этапе в качестве дополнительного параметра для принятия решения о нагрузке имплантата и последующих действиях. Например, авторы предположили, что конкретные уровни стабильности должны быть достигнуты с целью приступить к немедленной или ранней нагрузке.

---

## Вступление

Замена отсутствующих зубов дентальными имплантатами представляет собой



один из самых успешных методов лечения в современной медицине. Тем не менее, неудачи все равно случаются, и литературные обзоры показали рейтинг неудач в диапазоне от 5 до 8 % для обычных процедур и около 20 % в основных случаях имплантации в течение 5 лет функционирования.

*Рис.1 Иллюстрация первичной стабильности имплантата, достигнутой в результате осевой и латеральной компрессии кости во время вкручивания*

Большинство случаев отторжения имплантата может объясняться неудачами, вызванными биомеханическим путем, низкой первичной стабильностью имплантата, низкой плотностью кости, использованием коротких имплантатов и излишней нагрузкой, и данные параметры могут быть факторами риска. Следовательно, достижение и поддержание стабильности имплантата рассматриваются как предпосылки успешных клинических результатов с дентальными имплантатами.

Основными показателями стабильности имплантата являются механические особенности костной ткани и то, как имплантат взаимодействует с костью. Таким образом, плотность кости, хирургическая техника и дизайн имплантата определяют первичную стабильность имплантата на время операции. Изначально имплантат стабилизируется компрессией кости. Вторичная стабильность достигается со временем как результат заживления кости, т.е. новообразованная кость заполнит пустоты и покроет неровности поверхности, что в дальнейшем будет результатом стабильности имплантата. Новообразованная ткань со временем «взрослеет», что является результатом повышенной плотности и крепости соединения имплантата и кости.

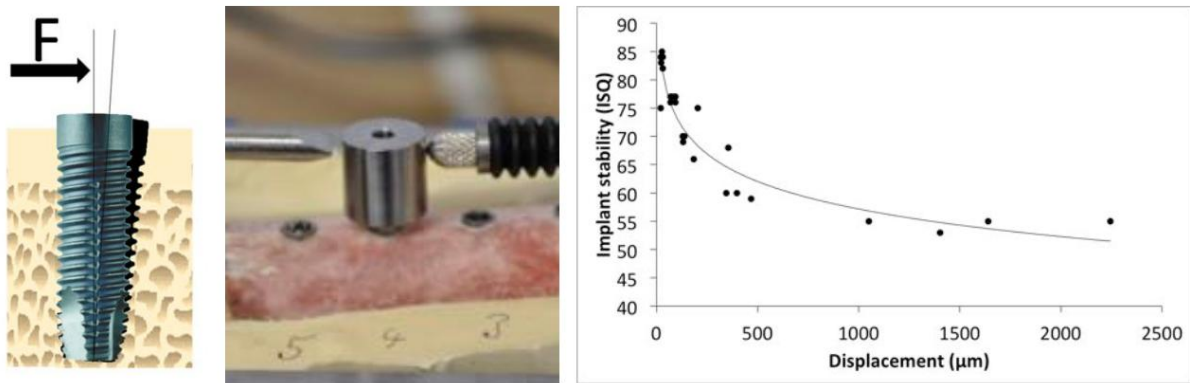


Рис.2 Латеральная нагрузка стабильного имплантата влияет на смещение имплантата в кости. *In vitro* работа продемонстрировала корреляцию между смещением имплантата и показателями измерений RFA

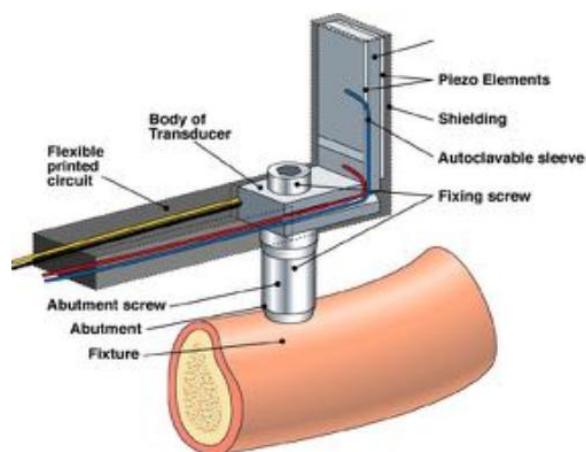
Клинически стабильные имплантаты отображают мобильность на микроуровне при нагрузке. При применении боковой нагрузки на клинически стабильный имплантат, имплантат будет смещен в кости (Рис. 2). Следовательно, стабильный имплантат может демонстрировать различную степень стабильности (т. е. разные степени смещения или сопротивления в зависимости от таких факторов, как плотность кости, хирургическая техника, дизайн имплантата и качество соединения имплантата и кости. Один отторгшийся имплантат, с другой стороны, показывает клиническую мобильность на макроуровне, так как имплантат окружен волокнистой рубцовой тканью. Наличие волокнистой ткани может быть результатом (I) неудачной остеоинтеграции после первоначального заживления или (II) постепенного "распада" первоначально успешного интегрированного имплантата в связи с неблагоприятными условиями во время функциональной нагрузки. Так как отторжение коррелирует с биомеханическими факторами, такими, как плотность кости, можно предположить, что имплантаты с высокой степенью микроподвижности более склонны к отторжению, чем более стабильные имплантаты. Более того, логично предположить, что первоначально успешный, но позже отторгающийся имплантат показывает увеличенную степень микроподвижности до того, как клиническое отторжение очевидно.

Это предполагает, что техники измерения и мониторинга микроподвижности/стабильности могут дать клиницисту возможность оптимизировать имплантацию, например, путем обеспечения достаточной стабильности при установке и перед нагружением и подтверждения поддерживаемой стабильности после периода нагрузки. Около 20 лет назад Meredith и коллеги разработали частотно-резонансный анализ(RFA) для измерения стабильности имплантата, техника, которая сейчас коммерчески доступна как Osstell (Osstell АБ, Гетеборг, Швеция), а в последнее время как Penguin RFA (Интеграционная диагностика Швеция АБ, Гетеборг, Швеция).

Как будет подробно описано ниже, методика измеряет резонансную частоту штифта, прикрепленного к имплантату. Недавние работы *in vitro* продемонстрировали связь техники частотно-резонансного анализа с микродвижностью /перемещением, которые, в свою очередь, определяются в основном плотностью кости (рис. 2). Цель данной работы заключается в обобщении опыта работы с техникой за 20 лет.

### *Метод частотно-резонансного анализа (RFA)*

После нескольких лет работы, Meredith и коллеги впервые описали метод RFA в 1996 г. Первые поколения RFA использовали штифты, сделанные из нержавеющей стали и титана и представляли соединение кантилеверной балки и элементов пьезокерамики. Балка вибрировала при зарядении одного из элементов при получении синусоидального сигнала разной частоты, обычно от 5 до 15 кГц, который был получен от измерителя частотной характеристики и компьютера. Второй пьезокерамический элемент измерял ответную реакцию балки, электрометрический усилитель усиливает сгенерированный заряд.



*поколения*

*Рис. 3 Схема RFA датчика первого*

При первом изменении частоты балки было замечено увеличение амплитуды и изменение фазы полученного сигнала. Резонансная частота, на которой был достигнут пик, была использована для описания стабильности имплантата в герцах (Гц). Благодаря гранту Европейской Комиссии по демонстрации проекта в период с 1997 по 2000 гг, стало возможным развитие коммерчески доступного инструмента. Наиболее очевидные изменения по сравнению с ранними прототипами были связаны с электроникой, дизайном и функциями штифта и измерительного прибора. Кроме того, новый коэффициент измерения стабильности имплантата (КСИ) был установлен. Индекс измеряется по шкале от 1 до 100, где первая величина показывает наименьшую стабильность, а последняя- наибольшую. В новом инструменте штифт позволяет производить неинвазивные измерения. Резонансная частота пега измеряется электроникой по

тому же самому принципу, как и специальные устройства. Тем не менее, пока штифт заряжается от синусоидального сигнала через кабель, магнит, прикрепленный к пегу, заряжается магнитными импульсами. После каждого импульса электроспираль в измерительном зонде собирает дополнительное магнитное поле как результат автоколебательного пегга. Вторая электроспираль в зонде генерирует магнитные импульсы. Алюминиевые пегги имеют упрощенный механический дизайн в сравнении со штифтами и не требуют индивидуальной калибровки. Тем не менее, недостаток заключается в том, что они одноразовые, и любые попытки почистить или простерилизовать пегги приводят к коррозии и сомнительным измерениям.



*Рис.4 Первый прибор для RFA измерений Osstell с установленным датчиком*

*Рис.5 демонстрация использования неинвазивного RFA измерения (Smart Peg и Osstell)*

Новое поколение RFA технологии развивается членами команды по коммерциализации RFA. Penguin имеет батарейное питание и удобный вид ручки, который используется совместно с многоразовыми штифтами (мульти пегами). Они сделаны из биосовместимого титана и могут автоклавироваться и использоваться множество раз. Прибор может быть упакован в стерильный мешок и храниться в хирургическом наборе, и может использоваться хирургом без помощи ассистента. Показатели КСИ показываются на двух дисплеях на каждой стороне прибора.

**Факторы, определяющие измерения частотно-резонансного анализа (RFA).**

*Факторы, связанные со свойствами кости*

Плотность кости -это главный фактор показателей частотно-резонансного анализа, как показывают многочисленные исследования. Прямая зависимость между показателями КСИ и плотностью кости при оценке индекса Lekholm & Zarb, усилий вкручивания при установке имплантата и количественного КТ, была продемонстрирована. Стабильность имплантата обычно выше на нижней челюсти, чем на верхней ввиду того факта, что кость обычно плотнее на верхней

челюсти. Так же можно найти разницу при сравнении передней и задней частей щеки.



Уровень и свойства альвеолярного гребня так же влияют на показатели RFA. Например, Miyamoto et al наблюдал сильную прямую зависимость между толщиной кортикального слоя кости по показаниям сканов компьютерной томографии и первоначальными показателям КСИ для 225 винтовых имплантатов, помещенных на

*Рис.6 Прибор Penguin для RFA измерений с титановыми штифтами (мульти пегами)*

верхней и нижней челюстях. Похожим образом, Nkenke et al и Gedrange et al нашли прямую зависимость между высотой альвеолярного гребня и показателями КСИ, как показывают исследования на трупах. В исследовании *in vitro* Tozum и коллеги продемонстрировали пониженные показатели КСИ при уменьшающейся щечно-язычной толщине с 8 до 0 мм.

#### *Факторы имплантата*

Влияние длины и диаметра имплантата на частотно-резонансные измерения не очевидно и варьируется в разных исследованиях. Ostman et al и Miyamoto et al обнаружили повышенную стабильность с увеличенным диаметром имплантата, но пониженную стабильность при увеличенной длине имплантата, что объясняется тем фактом, что некоторые длинные имплантаты имеют сокращенный диаметр в корональной части для минимизации теплоты трения и упрощения вкручивания. Другие авторы сообщают, что первичная стабильность для такого же дизайна имплантата, размещенного в пересаженную кость, была значительно выше для 15 и 18 мм имплантатов, чем 10 и 13 мм имплантатов.

Bischof et al не обнаружил влияния положения имплантата, длины имплантата, диаметра имплантата и вертикального положения на значения КСИ 106 имплантатов в верхней и нижней челюстях, что соответствует выводам других исследователей. Sim & Lang заявили о незначительном снижении стабильности для 8 по сравнению с имплантатами 10 мм на размещении, но 8 мм показали значительное увеличение до 12 недель. Клинические исследования обнаружили более высокую стабильность для 12 мм, больше чем для 10 мм имплантатов, и 4.8 мм более чем для 4.1 мм ширины имплантатов. Также Tozum и коллеги обнаружили более высокие значения КСИ с увеличенным диаметром имплантата в исследовании *in vitro*.

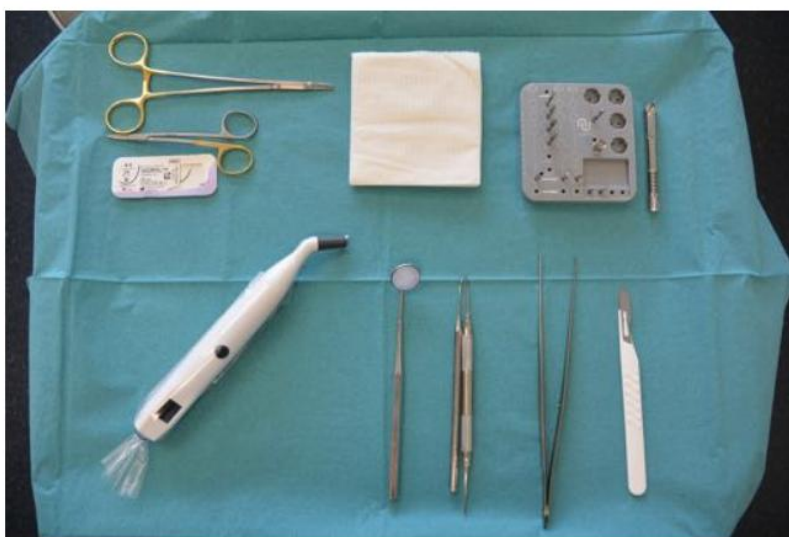
### *Хирургический метод*

Использование метода для создания увеличения бокового сжатия во время установки приводит к более высокой стабильности. Это может объясняться недостаточной подготовкой перед установкой имплантата, использованием более широких имплантатов или использованием корневидных имплантатов.

### *Зависимость от времени*

Технология частотно-резонансного анализа использовалась на животных с целью изучения приживления имплантата в нормальной кости, в наращенной кости и в мембранно-индуцированной кости. В модели кости кролика резонансная частота увеличивается со временем как функция повышенной жесткости в результате образования новой кости и ремоделирования. Однако, если первичная стабильность имплантатов очень высокая, что может быть достигнуто в нижней челюсти собаки, незначительные изменения в жесткости могут быть не совсем очевидны.

Фриберг и коллеги сообщили, что все имплантаты в верхней челюсти с полной адентией, независимо от начальной стабильности, выходят на подобный уровень стабильности во время соединения с абатментом (6–8 месяцев) и после 1 года функционирования. Это в соответствии с клиническим исследованием Sennerby и коллег, где имплантаты в мягкой кости с низким уровнем первичной стабильности показали заметное повышение стабильности по сравнению с имплантатами в плотной кости. Другие исследователи уже отмечали подобные результаты. Данные показывают, что приживление и процесс ремоделирования мягкой трабекулярной кости приводят к повышенной жесткости периимплантационной кости.



*Рис.7 Penguin в стерильном мешке в хирургическом наборе для установки имплантатов*

Исследования одноэтапной и немедленной нагрузки имплантатов продемонстрировали начальное снижение стабильности имплантата, которое, однако, обратимо через 3 месяца, когда обычно прослеживается увеличение стабильности имплантата. Первоначальное снижение стабильности имплантата влияет на процесс заживления и процесс ремоделирования и, таким образом, на временное ослабление кости. Можно предположить, что нагрузка в этот период может способствовать первоначальному снижению значения КСИ. Однако исследования также не показали никакого начального погружения, что может быть объяснено использованием другой поверхности имплантата.

### *Резорбция кости и наличие дефектов*

Взаимосвязь между длиной абатмента и данными частотно-резонансного анализа были исследованы в различных системах. In vitro работа продемонстрировала корреляцию между показаниями КСИ и периимплантационными дефектами глубиной 0,5 мм. Turkyilmaz и коллеги продемонстрировали негативную корреляцию между выставленной высотой имплантата и значениями КСИ для имплантатов, помещенных в свежие экстракционные лунки в челюсти человека. Авторы предложили использовать метод частотно-резонансного анализа для контроля заживления имплантатов в экстракционных лунках. Другие исследователи сообщили об аналогичных результатах.

Sennerby и коллеги показали наличие отрицательной корреляции между рентгенологической потерей костной ткани и измерениями КСИ у модели собаки. Turkyilmaz и коллеги обнаружили отрицательную корреляцию между увеличением потери костной ткани вокруг имплантатов в нижней челюсти и снижением стабильности имплантата в течение первых 6 месяцев после установки имплантата. Такая корреляция не наблюдалась между 6-месячным и 12-месячным периодом изучения. Авторы предположили, что эффект потери кости был компенсирован повышенной поверхностной жесткостью в результате образования кости и ремоделирования от 6 до 12 месяцев. В клиническом исследовании имплантатов в нижней челюсти, Tözüm и коллеги отметили отрицательную корреляцию между показателями КСИ и резорбцией кости. Однако Fischer и сообщники не нашли корреляцию между потерей кости и измерениями резонансной частоты в течение года. Продолжающийся период заживления может маскировать потерю кости. Однако через 3- 5 лет, когда заживление должно завершиться, та же исследовательская группа обнаружила высокую зависимость между маргинальной потерей кости и значениями КСИ. Это пересекается с исследованиями Meredith и его коллег, которые предположили, что различия в стабильности имплантатов через 5 лет функционирования могут объясняться высотой альвеолярного гребня.



### *Поверхность имплантата*

Большинство исследователей не обнаружили влияние поверхности имплантата на измерения КСИ. Однако, в исследовании на собаках, Rompen и коллеги показали, что имплантаты с модифицированной поверхностью поддерживают стабильность, в то время как имплантаты с обычной машинной обработкой показывают снижение стабильности на раннем периоде заживления. Это было подтверждено в двух клинических случаях. Глаусер и коллеги сравнили имплантаты с машинной обработкой и окисленные имплантаты, используя протокол немедленной нагрузки, и обнаружили снижение стабильности у механических имплантатов в течение первых 3 месяцев после нагрузки. Клиническое исследование немедленной нагрузки на задней части нижней челюсти не обнаружило разницы в первичной стабильности между обработанными и окисленными титановыми имплантатами. Однако, имплантаты с механически обработанной поверхностью показали значительную потерю стабильности, в то время как окисленные имплантаты остаются стабильными после 4-х месяцев нагрузки.

### *Измерение частотно-резонансного анализа и отторжение имплантата.*

В исследовании Friberg и коллег одномоментная установка имплантатов в нижней челюсти в условиях полной адентии изучалась при помощи частотно-резонансного анализа. Один имплантат показал снижение стабильности со второй по пятнадцатую неделю, когда имплантат был клинически подвижным. У второго пациента три из пяти имплантатов показали выраженное снижение стабильности со второй по шестую неделю, которое совпадает с периодом нагрузки имплантата. После ненагруженного периода стабильность двух имплантатов и поддерживалась на том же уровне для одного имплантата. Та же исследовательская группа продемонстрировала повышение стабильности имплантата от момента установки до соединения с абатментом для 56 имплантатов в верхней челюсти за исключением двух отторгшихся имплантатов. В изучении немедленной нагрузки Glauser и коллеги изучали стабильность имплантатов от момента установки до 1 года функционирования.

В общей сложности девять отторжений имплантатов были изучены. Все имплантаты показали высокую степень начальной стабильности, КСИ около 70, но число последующих отторжений показали постоянное снижение стабильности имплантата. После одного месяца, среднее значение КСИ 52 было статистически ниже для группы будущих отторжений, чем для успешных имплантатов, которые показали КСИ 68. Кроме того, значения КСИ около 49-58 ассоциировались с риском отторжения 18.2%. Очевидно, что чем ниже значение КСИ после одного месяца немедленной нагрузки, тем выше риск будущего

отторжения. В последующем исследовании по имплантатам, помещенным в экстракционные лунки и подверженным немедленной / ранней нагрузке, Vanden Boagerde и коллеги продемонстрировали сохранение одного имплантата на основе измерений частотно-резонансного анализа. Этот имплантат показал значительное падение с 67 КСИ до 53 КСИ в течение первых шести недель. Имплантат был не нагружен и восстановлен до значения КСИ 72 через 6 месяцев.

Sjöström и коллеги выявили более низкую первичную стабильность для 17 имплантатах (КСИ 54.6), которые отторглись в течение первого года функционирования по сравнению с 195 имплантатами (КСИ 62.0), успешно установленными в верхнюю челюсть после проведения костной пластики.

Nedir и коллеги сравнили немедленно нагруженные имплантаты с имплантатами, которые были нагружены спустя 3 месяца приживления и сделали вывод, что технология частотно-резонансного анализа не надежно показывает мобильность имплантата.

Однако стабильность имплантата может быть достоверно определена для имплантатов с КСИ более 47. Одним из объяснений отсутствия некоторых подвижных имплантатов может быть природа метода частотно-резонансного анализа, которая измеряет стабильность как функцию жесткости. Клинически мобильные имплантаты показывают исключительно низкую жесткость, которая предотвращает система анализа резонансной частоты от идентификации первой резонансная частота, и которая поэтому записывает ложно высокую значение ISQ, соответствующее второй резонансной частоте 89.

Huwiler et коллеги изучали 17 имплантатов с повторяющимися частотно-резонансными измерениями в течение 12 недель после хирургического этапа. Один имплантат отторгся, и его значение КСИ снизилось с 68 до 45. Как подвижность имплантата была отмечена при низких показателях КСИ, авторы пришли к выводу, что частотно-резонансный анализ не может быть использован для предсказания отторжения имплантатов.

Fischer и коллеги исследовали стабильность 53 имплантатов в течение года. Имплантаты поддерживали одиночные коронки (n = 16) или частичные мостовидные протезы (n = 16) в верхней челюсти, размещенные в течение 16 дней после операции по имплантации. Средняя величина первичной стабильности всех имплантатов после операции была 63,3 КСИ, и один отторгшийся имплантат показал значение 56 КСИ, которое было пятым самым низким значением среди 53 имплантатов. В другом исследовании та же группа исследовала измерения частотно-резонансного анализа у 24 пациентов с 139 верхнечелюстными имплантатами через 3 года и 5 лет после операции по имплантации. Четыре имплантата были потеряны в течение данного периода. На

3 году отторгшиеся имплантаты показали более низкие значения КСИ, чем средняя величина (т. е. 44 КСИ, 53 КСИ, 54 КСИ, и 54 КСИ и в среднем 57.7 КСИ для всех других имплантатов в исследовании). Оценка риска отторжения имплантата показала, что значения КСИ ниже 44, 53 и 54 были связаны с вероятностью отторжения 100%, 6,7% и 9,5% соответственно. Ни один из 97 имплантатов со значениями КСИ выше 54 не отторгся в период от 3 до 5 лет.

В ретроспективном исследовании 300 имплантатов, из которых 20 были утрачены после трех лет, Turkyilmaz и McGlumphy нашли существенную разницу между отторгшимися и успешными имплантатами в отношении первичной стабильности и плотности кости. Таким образом, отторгшиеся имплантаты показали более низкие значения КСИ, чем успешные, 46,5 +4 vs 67.1 + 7 КСИ. Подобные существенные различия были найдены для НУ и усилий вкручивания.

В клиническом исследовании, включающем измерения КСИ 542 имплантатов, Родриго и коллеги имели опыт потери 37 имплантатов в течение трехлетнего периода. Они не нашли никакой корреляции между измерениями КСИ первичной стабильности и отторжений имплантата, но нашли значительную связь между измерениями после среднего периода 2.8 месяцев и отторжений имплантата.

*Использование частотно-резонансного анализа для решения, когда нагружать.*

В серии клинических исследований, Östman и коллеги применяют частотно-резонансный анализ и значения усилий вкручивания при установке имплантата в качестве критериев для немедленной/ранней нагрузки. КСИ не менее 60 и усилия вкручивания не менее 30 Нсм были использованы в качестве критериев в исследовании частичной реставрации нижней челюсти. В общей сложности 96 пациентов были оценены и 77 соответствовали первичным критериям. Авторы сообщают о приживаемости 98,4% 257 имплантатов в периоде от 1 до 4 лет. Та же группа использовала слегка измененный протокол для немедленной нагрузки в верхней челюсти. Здесь значение КСИ выше 60 было необходимо для задних имплантатов и в сумме 200 для четырех передних имплантатов вместе с усилиями вкручивания 30 Нсм. Один из 123 немедленно нагруженных имплантатов у 20 пациентов был потерян после одного года наблюдения. В последовательном исследовании пациентов с различными потребностями имплантологического лечения, Östman и коллеги использовали значение КСИ 55 и усилия вкручивания 25 Нсм для применения немедленной нагрузки. Тридцать пять из тридцати восьми пациентов соответствовали критериям и их 102 имплантата были немедленно нагружены. Одно отторжение было замечено после одного года наблюдения.

Bornstein и коллеги использовали КСИ 65 в качестве порогового значения для нагрузки. Пятьдесят четыре из пятидесяти шести имплантатов могут быть нагружены после 3 недель заживления, в то время как двум имплантатам нужны дополнительные 3 или 4 недели заживления для достижения КСИ выше 65.

Vanden Bogaerde и коллеги сообщили об использовании частотно-резонансного анализа в начале и последующем исследовании по ранней нагрузке фиксированных частичных протезов на обе челюсти у 21 пациента. Значение КСИ 50 использовалось в начале. Значения КСИ измерялись через 1, 2 и 6 месяцев, когда мосты были сняты. Небольшое среднее снижение было замечено от начала до 1 месяца, а затем было замечено увеличение до 6 месяцев. Один из 69 имплантатов отторгся в течение последующих 18 месяцев. Хотя эти авторы, как и Östman и коллеги, использовали очень низкие пороговые значения для немедленной нагрузки, приведенные в их работе статистические данные показали высокий средний уровень первичной стабильности, т. е. КСИ 68,1 и 73,4, соответственно.

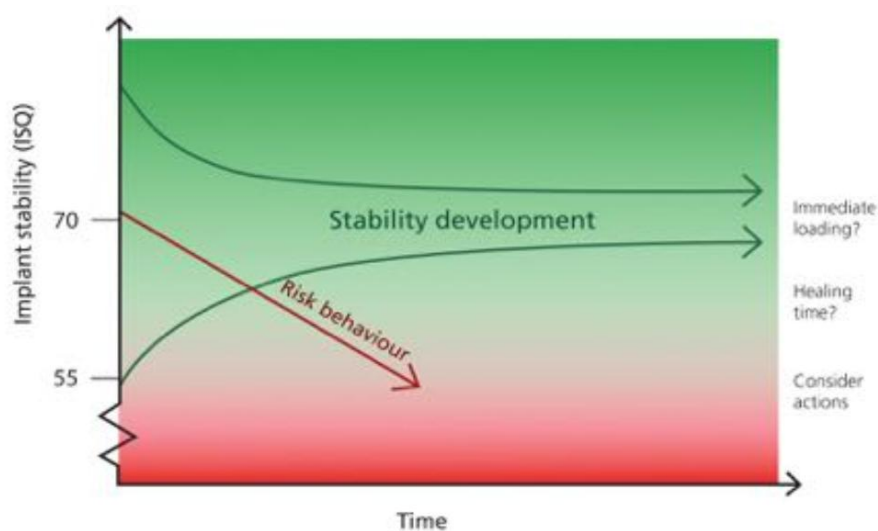


Рис. 8 Интерпретация автора использования показателей RFA для клинических решений

### *Предлагаемые интерпретации измерений частотно-резонансного анализа.*

Исследования показали, что измерения КСИ могут обеспечить клинициста ценной информацией о современном состоянии соединения кости и имплантата. Вместе с клиническими / рентгенографическими находками кажется, что эта техника может использоваться с целью поддержки принятия решений во время имплантологического лечения и последующих действий в отношении этапа заживления, протокола нагрузки и идентификации имплантатов, подвергающихся риску отторжения (рис. 8). Рисунок 11 иллюстрирует, как значения КСИ могут быть использованы в клинической практике на основе текущего понимания техники. Здесь, имплантаты помещены в одну из трех зон

на основании измерения на момент установки имплантата. С последующими измерениями развитие / изменение стабильности могут отслеживаться на графике, и меры могут быть приняты в случае понижения или падения показателей, т. е. продолжительный период заживления, разгрузка. На этом примере пороговые значения являются собственными консервативными предложениями автора, основанными на собственном опыте, и могут быть актуальны для других врачей и дизайнов имплантатов. Зеленая зона содержит "безопасные" имплантаты, показывающие первичные значения КСИ, например, 70 и выше. Красная зона содержит "сомнительные" имплантаты со значением КСИ ниже чем, например, 55. Желтая зона представляет имплантаты с КСИ от 55 до 70. Имплантаты в зеленой зоне могут быть подходящими протоколов немедленной нагрузки, пока период заживления используется для имплантатов в желтой и красной зонах. В последних группах, второе измерение после заживления может подтвердить, что повышенная стабильность (в сторону зеленой зоны) была достигнута.

Если низкие значения КСИ по-прежнему достигаются, после периода первоначального заживления, имплантат может быть оставлен для дальнейшего заживления. Для имплантатов с очень низкими значениями КСИ (<55) (красная зона), должны быть рассмотрены меры по увеличению стабильности имплантата, т. е. немедленная установка более длинного, широкого и/или корневидного имплантата, а также следует предусмотреть более длительный период заживления и проверку стабильности. Падение значений КСИ после некоторого времени нагрузки, особенно при немедленной/ранней нагрузке, может стать неблагоприятной реакцией на нагрузку.

Проверка окклюзии или отсутствие нагрузки на период заживления до того, как значение КСИ улучшится, должны быть рассмотрены. Тем более, что техника КСИ чувствительна к потере альвеолярного гребня и сокращает уровень КСИ 2-3 единицы/мм, это должно контролироваться с помощью интраоральной рентгенограммы.

### **Выводы.**

Техника частотно-резонансного анализа обеспечивает клинически значимую информацию о состоянии соединения имплантата и кости на любом этапе после установки имплантата. Показатели КСИ отражают микроподвижность имплантата при нагрузке, что в свою очередь определяется биомеханическими свойствами окружающей костной ткани и качеством соединения кости и имплантата. Имплантаты с низкими и / или падающими значениями КСИ представляют повышенный риск отторжения по сравнению с имплантатами с высокими и/или возрастающими значениями. Вероятно, что измерения КСИ могут быть использованы в качестве одного из дополнительных параметров для

диагностики стабильности имплантата и принятия решений во время имплантации и последующем периоде.

**Источники:**

## REFERENCES

1. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci.* 1998;106:527-51.
2. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol.* 2002;29 Suppl 3:197-212;
3. Sjöström M, Sennerby L, Nilson H, Lundgren S. Reconstruction of the atrophic edentulous maxilla with free iliac crest grafts and implants: a 3-year report of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9: 46–59.
4. Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants. A review of the literature. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 408–420.
5. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol* 2000. 2008;47:51-66.
6. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:467-71.
7. Pagliani L, Sennerby L, Petersson A, Verrocchi D, Volpe S, Anderson P. The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: an in vitro study. *J Oral Rehabil.* 2013;40:221-7
8. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:261-
9. Meredith N, Cawley P, Sennerby L, Aparicio C, Di Raimondo R, Galasso L, Bäck T. The clinical measurement of implant stability and treatment outcome using resonance frequency analysis. Shared cost demonstration project No PL97/2257, Bio-Med II, Area 2, Framework 4, Contract No BMH4-CT97-2257
10. Sennerby L, Andersson P, Verrocchi D, Viinamäki R. One-Year Outcomes of Neoss Bimodal Implants. A Prospective Clinical, Radiographic, and RFA Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:313-20
11. Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 641–651.
12. Kim JM, Kim SJ, Han I, Shin SW, Ryu JJ. A comparison of the implant stability among various implant systems: clinical study. *J Adv Prosthodont.* 2009;1:31-6.
13. Farré-Pagés N, Augé-Castro ML, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F. Relation between bone density and primary implant stability. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16:e62-7.
14. Sim CP, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:598-604.
15. Zhou W, Han C, Yunming L, Li D, Song Y, Zhao Y. Is the osseointegration of immediately and delayed loaded implants the same?-- comparison of the implant stability during a 3-month healing period in a prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:1360-6.
16. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999; 28: 297–303.
17. Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tümer C, Ozbek EN. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement. *J Oral Rehabil.* 2006;33:881-8.
18. Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Brånemark system implants. *J Oral Rehabil.* 2006;33:754-9.
19. Turkyilmaz I, Tümer C, Ozbek EN, Tözüm TF. Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. *J Clin Periodontol.* 2007;34:716-22.
20. Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health.* 2008;8:32.
21. Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE. Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:1015-32.
22. Kahraman S, Bal BT, Asar NV, Turkyilmaz I, Tözüm TF. Clinical study on the insertion torque and wireless resonance frequency analysis in the assessment of torque capacity and stability of self-tapping dental implants. *J Oral Rehabil.* 2009;36:755-61.
23. Pagliani L, Motroni A, Nappo A, Sennerby L. Short Communication: Use of a Diagnostic Software to Predict Bone Density and Implant Stability in Preoperative CTs. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:553-7.
24. Ohta K, Takechi M, Minami M, Shigeishi H, Hiraoka M, Nishimura M, Kamata N. Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device. *J Oral Rehabil.* 2010;37:131-7.
25. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdag E, Sünbuloğlu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil.* 2010;37:900-7.
26. Song YD, Jun SH, Kwon JJ. Correlation between bone quality evaluated by cone-beam computerized tomography and implant primary stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:59-64.
27. Merheb J, Van Assche N, Coucke W, Jacobs R, Naert I, Quirynen M. Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:612-7.
28. Becker W, Sennerby L, Bedrossian E, Becker BE, Lucchini JP. Implant stability measurements for implants placed at the time of extraction: a cohort, prospective clinical trial. *J Periodontol* 2005; 76: 391–397.
29. Östman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance

- frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont* 2006; 19: 77–83.
30. Huber S, Rentsch-Kollár A, Grogg F, Katsoulis J, Mericske R. A 1-Year Controlled Clinical Trial of Immediate Implants Placed in Fresh Extraction Sockets: Stability Measurements and Crestal Bone Level Changes. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14:491-500.
  31. Rozé J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A, Layrolle P. Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20:1140-5
  32. Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery – clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone* 2005; 37: 776–780.
  33. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14:601–609.
  34. Gedrange T, Hietschold V, Mai R, Wolf P, Nicklisch M, Harzer W. An evaluation of resonance frequency analysis or the determination of the primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16: 425–431.
  35. Ito Y, Sato D, Yoneda S, Ito D, Kondo H, Kasugai S. Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 1–6.
  36. Tözüm TF, Turkyilmaz I, Bal BT. Initial stability of two dental implant systems: influence of buccolingual width and probe orientation on resonance frequency measurements. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12:194-201
  37. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15: 529–539.
  38. González-García R, Monje F, Moreno-García C. Predictability of the resonance frequency analysis in the survival of dental implants placed in the anterior non-atrophied edentulous mandible. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011 Aug 1;16(5):e664-9.
  39. Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Momicchioli G, Varriale A. Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partially edentulous jaws after 1 year of loading: a pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002; 4: 128–132.
  40. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sünbüloğlu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil*. 2010;37:900-7.
  41. Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008;10:231-7.
  42. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000; 2: 85–92.
  43. Friberg B, Jisander S, Widmark G, Lundgren A, Ivanoff CJ, Sennerby L, Thorén C. One-year prospective three-center study comparing the outcome of a "soft bone implant" (prototype Mk IV) and the standard Brånemark implant. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5:71-7.
  44. Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8: 234–243.
  45. Sennerby L, Gottlow J, Rosengren A, Flynn M. An experimental evaluation of a new craniofacial implant using the rabbit tibia model: Part II. Biomechanical findings. *Otol Neurotol*. 2010;31:840-5.
  46. Rasmusson L, Meredith N, Cho IH, Sennerby L. The influence of simultaneous versus delayed placement on the stability of titanium implants in onlay bone grafts. A histologic and biomechanic study in the rabbit. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999; 28: 224–231.
  47. Rasmusson L, Meredith N, Kahnberg KE, Sennerby L. Stability assessments and histology of titanium implants placed simultaneously with autogenous onlay bone in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1998; 27: 229–235.
  48. Rasmusson L, Meredith N, Kahnberg KE, Sennerby L. Effects of barrier membranes on bone resorption and implant stability in onlay bone grafts. An experimental study. *Clin Oral Implants Res* 1999; 10: 267–277.
  49. Rasmusson L, Meredith N, Sennerby L. Measurements of stability changes of titanium implants with exposed threads subjected to barrier membrane induced bone augmentation. An experimental study in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8: 316–322.
  50. Rompen E, DaSilva D, Lundgren AK, Gottlow J, Sennerby L. Stability measurements of a double-threaded titanium implant design with turned or oxidised surface. *Appl Osseointegration Res* 2000; 1: 18–20.
  51. Sennerby L, Persson LG, Berglundh T, Wennerberg A, Lindhe J. Implant stability during initiation and resolution of experimental periimplantitis: an experimental study in the dog. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7: 136–140.
  52. Abrahamsson I, Linder E, Lang NP. Implant stability in relation to osseointegration: an experimental study in the Labrador dog. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20:313-8.
  53. Sennerby L, Andersson P, Verrocchi D, Viinamäki R. One-year outcomes of Neoss bimodal implants. A prospective clinical, radiographic, and RFA study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14:313-20.
  54. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15: 520–528.
  55. Olsson M, Urde G, Andersen JB, Sennerby L. Early loading of maxillary fixed cross-arch dental prostheses supported by six or eight oxidized titanium implants: results after 1 year of loading, case series. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003; 5: 81–87.
  56. Sjöström M, Lundgren S, Nilson H, Sennerby L. Monitoring of implant stability in grafted bone using resonance frequency analysis. A clinical study from implant placement to 6 months of loading. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005; 34:45–51.



57. Glauser R, Lundgren AK, Gottlow J, Sennerby L, Portmann M, Ruhstaller P, Hämmelerle CH. Immediate occlusal loading of Brånemark TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003; 5: 47–56.
58. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Re´e A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmelerle CH. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15: 428–434
59. Rao W, Benzi R. Single mandibular first molar implants with flapless guided surgery and immediate function: preliminary clinical and radiographic results of a prospective study. *J Prosthet Dent* 2007; 97: S3–S14.
60. Bogaerde LV, Pedretti G, Sennerby L, Meredith N. Immediate/Early function of Neoss implants placed in maxillas and posterior mandibles: an 18-month prospective case series study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12 (Suppl 1):e83-94.
61. Fischer K, Bäckström M, Sennerby L. Immediate and early loading of oxidized tapered implants in the partially edentulous maxilla: a 1-year prospective clinical, radiographic, and resonance frequency analysis study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11:69-80.
62. Bornstein MM, Hart CN, Halbritter SA, Morton D, Buser D. Early loading of nonsubmerged titanium implants with a chemically modified sand-blasted and acid-etched surface: 6-month results of a prospective case series study in the posterior mandible focusing on peri-implant crestal bone changes and implant stability quotient (ISQ) values. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11:338-47.
63. Rosen P, Meredith N, Reynolds MJ Case reports describing the bump: A new phenomenon in implant healing. *Implant Adv Clin Dent* 2010;2:27-37.
64. Turkyilmaz I, Sennerby L, Yilmaz B, Bilecenoglu B, Ozbek EN. Influence of defect depth on resonance frequency analysis and insertion torque values for implants placed in fresh extraction sockets: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11:52-8.
65. Tözüm TF, Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Relationship between dental implant stability determined by resonance frequency analysis measurements and peri-implant vertical defects: an in vitro study. *J Oral Rehabil*. 2008;35:739-44.
66. Kunnekel A, Nair KC, Naidu EM, Sivagami G. Validation of Resonance Frequency Analysis by comparing Implant Stability Quotient Values with Histomorphometric Data. *J Oral Implantol*. 2011;37:301-8
67. Turkyilmaz I, Sennerby L, Tumer C, Yenigul M, Avci M. Stability and marginal bone level measurements of unsplinted implants used for mandibular overdentures: a 1-year randomized prospective clinical study comparing early and conventional loading protocols. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17: 501–505.
68. Tözüm TF, Turkyilmaz I, Yamalik N, Karabulut E, Turkyilmaz AS, Eratalay K. Analysis of the possibility of the relationship between various implant-related measures: an 18-month follow-up study. *J Oral Rehabil*. 2008;35:95-104.
69. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8:226–233.
70. Al-Nawas B, Hangen U, Duschner H, Krummenauer F, Wagner W. Turned, machined versus double-etched dental implants in vivo. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007; 9:71–78.
71. Fröberg KK, Lindh C, Ericsson I. Immediate loading of Brånemark System Implants: a comparison between Ti- Unite and turned implants placed in the anterior mandible. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006; 8: 187–197.
72. Shalabi MM, Wolke JG, Jansen JA. The effects of implant surface roughness and surgical technique on implant fixation in an in vitro model. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17: 172–178.
73. Glauser R, Portmann M, Ruhstaller P, Lundgren AK, Hämmelerle C, Gottlow J. Stability measurements of immediately loaded machined and oxidized implants in the posterior maxilla. A comparative study using resonance frequency analysis. *Appl Osseointegration Res* 2001; 2: 27– 29.
74. Östman PO, Hellman M, Sennerby L. Immediate occlusal loading of implants in the partially edentate mandible: a prospective 1-year radiographic and 4-year clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23:315-22.
75. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999; 28: 266–272.
76. Vanden Bogaerde L, Rangert B, Wendelhag I. Immediate/early function of Brånemark System Ti Unite implants in fresh extraction sockets in maxillae and posterior mandibles. An 18-month prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7(suppl. 1): 121–130.
77. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 491–501.
78. Huwiler MA, Pjetursson BE, Bosshardt DD, Salvi GE, Lang NP. Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 275–280.
79. Fischer K. On immediate/early loading of implantsupported prostheses in the maxilla. Thesis, Sweden:Gothenburg University, 2008.
80. Rodrigo D, Aracil L, Martin C, Sanz M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: a prospective case series study. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21:255-61.
81. Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7 Suppl 1:S60-9.

82. Ostman PO, Wennerberg A, Albrektsson T. Immediate occlusal loading of NanoTite PREVAIL implants: a prospective 1-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12:39-47