

Жолудев С.Е.<sup>1</sup>, Делец А.В.<sup>2</sup>

## Клиническое обоснование методики определения подвижности зубов с помощью индекса биоэлектромагнитной реактивности тканей

1-ФГБОУ ВО «Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России, г. Екатеринбург; 2-ФГБОУ ВО «Южно- Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России, г. Челябинск

Zholudev S.E., Delets A.V.

### Clinical substantiation of a technique of measuring of teeth mobility with an index of bioelectromagnetic tissue reactivity

#### Резюме

Проведено изучение подвижности зубов у соматически сохранных пациентов в возрасте от 34 до 56 лет в 3 группах: I группа лица с интактным пародонтом, II и III групп пациентов с хроническим генерализованным пародонтитом средней степени, осложненным частичной потерей зубов в переднем отделе нижней челюсти. Во второй группе в качестве лечебного плана выбрано шинирование жесткой металлокерамической конструкцией (блок металлокерамических коронок). Третья группа была протезирована шиной – протезом с полулабиальной системой фиксации, а именно была использована проволока флекс. Исследование показало, что наиболее благоприятным методом шинирования является сочетание шины- протеза и проволоки FLEX.

Ключевые слова: пародонтит, шинирование, проволока – флекс, индекс биоэлектромагнитной реактивности (БЭМР), жесткая коронковая шина

#### Summary

There was made the study of tooth mobility in somatically intact patients aged 34 to 56 years in 3 groups: I group - those with an intact periodontium, II and III groups of patients with chronic generalized moderate periodontitis complicated with partial loss of teeth in the anterior sector of mandible. In the second group as the treatment plan was selected splinting with porcelain fused to metal hard construction (unit of metal-ceramic crowns). The third group had a prosthetic treatment with denture-splint with semi- labile locking system, specifically wire flex was used. The study showed that the most favorable method of splinting is a combination of denture-splint and FLEX wire.

**Key words:** periodontitis, splinting, FLEX wire, index of bioelectromagnetic reactivity (BEMR), coronal hard splint

#### Введение

Известно, что подвижность зубов характерна как в норме (физиологическая подвижность), так при развитии воспалительных процессов в пародонте. Подвижность зуба, измеренная в области середины коронковой части зуба и равная приблизительно 1/4 ширины периодонтальной щели, соответствует физиологической подвижности зуба. Подвижность зуба, измеренная в области середины коронковой части зуба и составившая более 0,1 мм, не соответствует физиологической подвижности и свидетельствует об изменениях в пародонте зуба. Если увеличение подвижности зуба превосходит границы периодонтальной щели, то это свидетельствует об изменениях в костной стенке лунки зуба. В определенных границах эти изменения могут быть обратимы, что рентгенологически подтверждается регрессией расширения

периодонтальной щели. Превышение этих границ свидетельствует о необратимости изменений костной стенки лунки зуба. Так, подвижность зубов может увеличиваться во время беременности, при синдроме Кушинга, при склеродермии. Повышенная подвижность наблюдается и при частичной утрате опорных тканей пародонта, даже если они не имеют признаков воспаления [11].

Подвижность зубов определяют пальпаторно или при помощи инструментов. Она отражает степень деструкции, воспаления и отека тканей пародонта. Подвижность зубов оценивают по направлению и величине отклонения зуба. В повседневной клинической практике патологическую подвижность зубов определяют по методу Платонова при помощи пинцета.

Традиционная оценка подвижности зуба основывается на субъективных ощущениях врача или пациента.

Точную величину подвижности зуба получают только специальными устройствами. Устройства для определения подвижности зуба условно можно разделить на статические и динамические. Статические устройства обычно фиксируются на соседние зубы. Методика измерений подвижности зуба статическими методами сложна, и её применение ограничено в стоматологической практике. Избежать указанных недостатков возможно, применяя динамические методы, общим для этих которых является использование широкополосного силового воздействия на зуб, ударной нагрузки или силы с переменной частотой.

Достаточно широко в стоматологической практике используется для определения устойчивости зубов и изучения степени остеоинтеграции имплантатов используется технология «Periotest S». Существенным недостатком методики «Periotest» [1] и «MIMD» [9, 10] является измерение только одного параметра. Хотя даже в простейшей механической системе существуют два независимых параметра упругость и вязкость. Все остальные параметры являются производными. Нельзя быть уверенными в полноте результата измерения механических характеристик опорно-удерживающего аппарата зуба, если прямо или косвенно не измеряются упругость и вязкость.

Для измерения подвижности зубов пока нет одного общепризнанного метода. Это обусловлено не только специфическими особенностями строения системы зуб-периодонт — кость, но и проблемами, возникающими при измерении параметров биологических объектов.

Наиболее часто для оценки степени смещения зуба в горизонтальном направлении фиксируют величину смещения зуба непосредственно линейными измерениями или посредством электронных устройств путем представления величины горизонтального смещения в виде кода или цифровой индикации. При этом регистрирующие приборы, осуществляющие способ, закрепляют непосредственно на зубе. Недостаток известных способов определения степени подвижности зуба заключается в том, что фиксация устройства для осуществления способов трудоемка и опасна в плане усиления подвижности исследуемого зуба, его расшатывания и непреднамеренной экстракции зуба, что снижает как достоверность полученных результатов диагностики, так и физиологичность известных способов [3, 4, 6].

**Цель работы:** обосновать применение методики определения подвижности зубов с помощью измерения индекса биоэлектромагнитной реактивности (БЭМР) тканей [4].

**Задачи исследования:**

1. Изучить в клинических условиях возможности определения подвижности зубов у пациентов с заболеваниями пародонта и у лиц с интактным пародонтом с помощью аппарата «Periotest» и авторской методики [4].

2. Определить эффективность шинирования зубов жесткой коронковой шиной и шиной с полулабильной системой фиксации у лиц с хроническим генерализованным пародонтитом средней тяжести, осложненным частичной потерей зубов.

## Материалы и методы

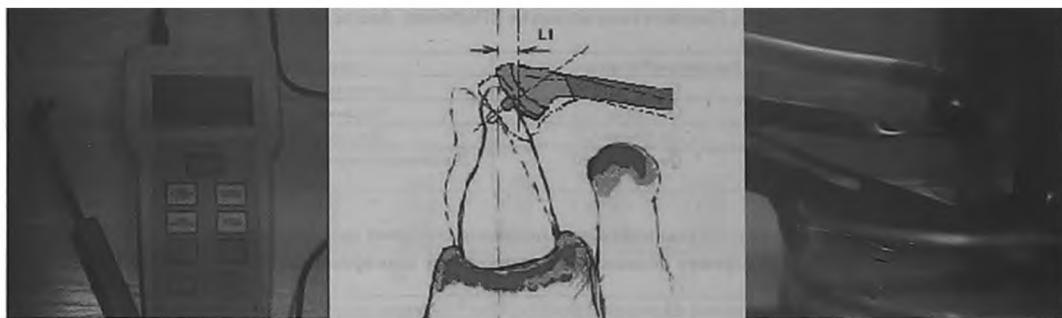
Нами на базах Многопрофильной стоматологической поликлиники ГБОУ ВПО «Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России и на базе стоматологической поликлиники ГБОУ ВПО «Южно-Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России было сформировано 3 группы пациентов в возрасте 34–56 лет, соматически сохранных, не имеющих вредных привычек. Каждую группу сформировали методом случайной выборки из 25 человек. I группу составило 14 женщин и 11 мужчин не имеющих подвижности зубов. II группу сформировали из 15 женщин и 10 мужчин, которым необходимо было провести шинирование передней группы зубов нижней челюсти с использованием жесткой шины из металлокерамических коронок. III группу составили 13 женщин и 12 мужчин, которые имели хронический генерализованный пародонтит средней тяжести, осложнённый единичным дефектом переднего участка зубного ряда на нижней челюсти и которым изготовлена шина – протез, с полулабильным шинированием проволокой flex [5].

Для измерения степени подвижности шины использовался портативный экспертно-диагностический комплекс «ЛИРА-100» (рис 1.), оснащенный микропроцессором.

Принцип работы прибора основан на определении состояния окружающих тканей с помощью анализа измерения параметров ответного электромагнитного сигнала, наведенного на датчик. Прибор тестирует функциональное состояние тканей в виде цифровых и аналоговых данных. В качестве оценочного критерия функционального состояния живых тканей используется индекс биоэлектромагнитной реактивности (БЭМР). Прибор может работать самостоятельно и совместно с компьютером. Программное обеспечение «ЛИРА-100» предназначено для работы на компьютерах под управлением операционных систем семейства MS Windows.

Методика измерения подвижности заключалась в следующем: датчиком прикасаемся к верхней части середины коронки зуба, отступя 1 мм от режущего края, без какого-либо давления и нажатием кнопки фиксируем положение зуба и функциональное состояние тканей, окружающих этот зуб в пространстве. Это определяется электрическими параметрами датчика, а именно - емкостью его составляющей (рис. 2). Далее производим давление датчиком на зуб в горизонтальной плоскости до момента, когда на шкале дисплея не будут меняться показания датчика или они будут минимальны и фиксируем эти показания нажатием кнопки. Эти показания называются текущими. Между первыми показаниями (S1) и вторыми (S2) получается разница в виде дельты, значение которой с помощью программного обеспечения (продукта) переводится в миллиметры. Полученная дельта является индексом подвижности зуба.

Тестирование датчика проводили следующим образом: в чашку Петри наливали физиологический раствор, для создания естественных условий; на чашку Петри монтировали штангель-циркуль с электронной шкалой



**Рис.1.** Портативный экспертно-диагностический комплекс «ЛИРА-100», оснащенный микропроцессором.

**Рис.2.** Схема давление датчика на зуб.

**Рис.3.** Тестирование датчика

деления и шагом в 0,01мм, а также пружинящее приспособление на основе микрометра. Начиная с нулевой позиции, пошагово увеличивали ход пружинящего приспособления с одновременным определением дельты (рис. 3).

В результате получали следующие показатели:

1. Значение дельты 0,012 соответствует подвижности от 0 до 0,06 мм, что свидетельствует о практически нулевой подвижности зуба.

2. Значение дельты 0,024 соответствует подвижности от 0,07 до 0,14 мм, что является физиологической подвижностью зуба.

3. Значение дельты 0,049 соответствует подвижности от 0,15 до 0,5мм, что соответствует ощутимой подвижности зуба.

4. Значение дельты 0,071 соответствует подвижности от 0,6 до 1 мм, что соответствует видимой подвижности зуба.

5. Значение дельты 0,072 и более соответствует подвижности 1,1мм и более, что соответствует подвижности при надавливании языком и губами.

Также исследования проводились на передней группе зубов нижней челюсти при клинически здоровом пародонте.

По окончании измерения данные сохраняли в компьютере. Результаты обследования распечатывали и вклеивали в историю болезни. (Рис.4).

Изучение подвижности передних зубов на нижней челюсти при хроническом генерализованном пародон-

**Исследование подвижности зубов диагностическим комплексом "Лира-100"**  
**Тестируемый: № 163 , год рожд.- 1965.**

**Область исследования: зуб 3.1**  
**Дата измерения: 04.05.2015.**  
**Текущее измерение: №2 от 12.05.2015г.**

**Значения в точках:**  
**с давлением=0.072 , без давления=0.094 ,**  
**\*\*\***

**Дельта составляет 0.024мм**  
**\*\*\***

**Заключение: подвижность зуба 3.1 в диапазоне от 0.07мм до 0.14мм (норма).**

**Рис. 4.** Заключение по результатам обследования подвижности зубов



**Рис.5.** Изучение подвижности зубов с помощью прибора «Periotest S».

Таблица 1. Соответствие индексов «Periotest» шкале Миллера

Шкала Миллера	Индексы «Periotest», усл.ед.	Степень подвижности
0	От -08 до +09	Клинически устойчивые зубы
I	От +10 до +19	Ощутимая подвижность
II	От +20 до +29	Видимая подвижность
III	От +30 до +50	Подвижность при надавливании языком или губами

Таблица 2. Результаты измерения подвижности зубов до шинирования и измерения подвижности шины после шинирования

	1гр. Без шинирования	2гр. Жёсткое шинирование	3гр. П/лабильное шинирование
До шинирования	$\Delta = 0,024$	$\Delta = 0,071$	$\Delta = 0,071$
После шинирования		$\Delta = 0,012$	$\Delta = 0,024$

тите средней степени тяжести проводилось с помощью прибора «ЛИРА-100» до и после шинирования. Возможность использования прибора «ЛИРА-100» для оценки подвижности шинированных зубов была протестирована в серии лабораторных экспериментов. Полученные данные свидетельствуют о высокой чувствительности прибора.

Измерение подвижности зубов прибором "Periotest" (Siemens, Германия).

Периотестометрию проводили в созданных группах пациентов с помощью прибора «Periotest S» согласно методике, разработанной фирмой – производителем (рис.5). Для идентификации полученных данных мы использовали таблицу соответствия индексов (таблица 1).

## Результаты и обсуждение

При измерении подвижности зубов с помощью прибора «ЛИРА-100» в клинических условиях было установлено, что при пародонтите средней степени тяжести подвижность резцов нижней челюсти была равной  $\Delta = 0,071$ , что приравнивается к диапазону от 0,6 до 1мм. После шинирования комбинированной шиной их подвижность приблизилась к физиологической норме, и была равной,  $\Delta = 0,024$  это является диапазоном подвижности от 0,07 до 0,14. При измерении подвижности у группы шинированных блоком коронок подвижность была равной  $\Delta = 0,012$  в диапазоне подвижности от 0 до 0,06мм, что является подвижностью ниже физиологической нормы или фактически нулевой подвижностью. Это говорит о том, что блок коронок от клыка до клыка имеет аркообразную конструкцию которая в основе имеет несколько пересекающихся плоскостей, что и придает ей наибольшую жесткость, а отсюда чрезмерная иммобилизация шинируемых зубов.

При исследовании подвижности зубов нижней челюсти у пациентов 1 группы с клинически здоровым пародонтом были получены средние значения (дельты БЭМР), равные  $\Delta = 0,024$ , что соответствует диапазону

подвижности от  $\Delta = 0,07$  до  $\Delta = 0,14$  мм, это является физиологической подвижностью зуба.

Подвижность для каждого переднего зуба нижней челюсти у пациентов 2 и 3 группы измеряли после пародонтологического лечения. Средние значения подвижности (дельты БЭМР) в данных группах составило  $\Delta = 0,071$ , что соответствует, подвижности от  $\Delta = 0,6$  до  $\Delta = 1$  мм (таб. 2).

После шинирования блоком металлокерамических коронок среднее значение подвижности (дельты БЭМР) составляло  $\Delta = 0,012$ , что соответствует диапазону подвижности от 0 до 0,06 мм, что является фактически нулевой подвижностью.

После шинирования полулабильной шиной авторской конструкции среднее значение подвижности (дельты БЭМР) составляло  $\Delta = 0,024$ , что соответствует диапазону подвижности от 0,07 до 0,14 мм, что более приближено к параметрам физиологической подвижности зуба.

Таким образом, в ближайшее время и через один год после проведенного шинирования пациентов второй и третьей группы, произошла стабилизация подвижности зубов, взятых в шинирующую конструкцию. Особенно ценным можно считать тот факт, что применение шины с полулабильной фиксацией, позволяет восстановить физиологическую подвижность, что особенно важно. Именно при физиологической подвижности удастся добиться нормализации обменных процессов в тканях пародонта, а следовательно, повлиять и на микроциркуляцию в сосудах пародонта.

Результаты шинирования подвижных передних зубов нижней челюсти и изменения их подвижности с использованием прибора «Periotest S».

Периотестометрию проводили в сравнении с блоком металлокерамических коронок после шинирования. Результаты представлены на рис.6, 7.

При хроническом генерализованном пародонтите средней степени тяжести среднее значение периотестометрии до шинирования составляет  $17,31 \pm 11,45$  у.е. (рис. 8). После шинирования зубов проволокой-флекс показа-

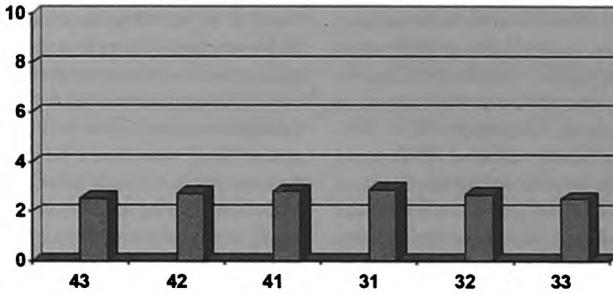


Рис. 6. Показатели периостестометрии передних зубов нижней челюсти после шинирования проволокой-флекс.

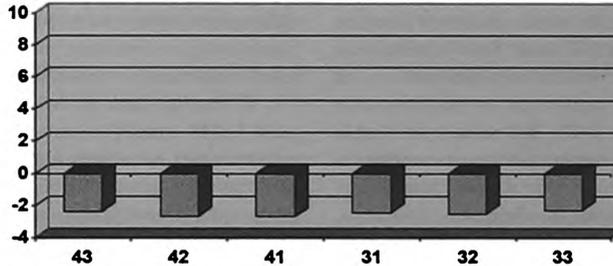


Рис. 7. Показатели периостестометрии зубов нижней челюсти после шинирования блоком металлокерамических коронок.



Рис. 8. Показатели периостестометрии до и после шинирования зубов нижней челюсти проволокой-флекс и блоком металлокерамических коронок.

тели периостестометрии соответствуют показателю физиологической подвижности зубов  $2,54 \pm 4,17$  у.е. (рис. 8). В отличие от результатов шинирования проволокой-флекс, после шинирования блоком металлокерамических коронок значения периостестометрии были отрицательными и составили  $-1,93 \pm 1,47$  у.е., это нарушает физиологическую подвижность зубов.

Таким образом, в ближайшее время и через один год после проведенного шинирования зубов с использованием проволоки-флекс, произошла стабилизация подвижности зубов, благодаря которой восстановилась физиологическая подвижность. При этом происходит нормализация обменных процессов в тканях пародонта, влияющих на микроциркуляцию в сосудах пародонта. В то же время жесткая конструкция из блока металлокерамических коронок может привести к образованию травматических узлов в тканях пародонта и неравномерному распределению нагрузки на связочный аппарат.

Известно, что рецепторные системы, в частности, на поверхности слизистой оболочки полости рта, обладающие высокой реактивностью, преобразуют воздействия на них как положительных, так и отрицательных факторов в нервную импульсацию. Нервная импульсация достигает центральной нервной системы и служит базой для формирования ответной реакции организма для зоны действия отрицательного фактора, формируя защитно-адаптационную реакцию путем изменения функционального и морфологического состояния тканей. Это свойство организма и позволяет использовать для определения степени подвижности зуба результат механического воздействия на ткань, окружающую зуб, состояние которой влияет на его подвижность, посредством принудительного смещения зуба в горизонтальной плоскости.

В основе способа определения степени подвижности зуба лежит использование диагностических свойств слабых импульсных сложномодулированных электромаг-

нитных полей (ИСМ ЭМП) низкой частоты естественного фона (гео- и гелиомагнитных полей), взаимодействующих как с организмом в целом, так и с отдельными органами. Физиологический механизм диагностики основан на анализе изменений параметров наведенных ИСМ ЭМП непосредственно в живых тканях органов. В качестве контролируемого параметра используют индекс биоэлектромагнитной реактивности (БЭМР), в основе измерения которого лежит свойство живой ткани преобразовывать электромагнитные колебания, наведенные в ней внешними естественными и искусственными ИСМ ЭМП низкой частоты, которые наиболее адекватны живому организму. При воздействии на живой организм (орган) внешних ИСМ ЭМП низкой частоты в тканях наводится ответное низкочастотное ИСМ ЭМП в виде электромагнитных колебательных процессов. Но его спектральный состав в значительной степени отличается от спектрального состава воздействующего ЭМП. Это связано со вполне определенным функциональным и морфологическим состоянием живой ткани. Кроме того, в живой ткани всегда присутствуют собственные колебательные процессы, обусловленные обменными процессами и микроциркуляцией, что основано на определенных параметрах гомеостаза [7,8]. Процесс реагирования живых тканей на биотропные параметры ИСМ ЭМП низкой частоты получил название "биоэлектромагнитная реактивность тканей", а измерение, в основе которого лежит анализ появления или исчезновения той или иной взаимодействующей с тканью гармоникой воздействующего ЭМП, получило название "измерение индекса БЭМР" [2].

Подвижность зубов отражает степень деструкции, воспаления и отека тканей пародонта. В результате благодаря тому, что в качестве контролируемого параметра используют индекс биоэлектромагнитной реактивности, способ имеет высокую чувствительность, поскольку до и во время статической механической нагрузки обеспечивается возможность контроля функционального и морфологического состояния ткани, окружающей зуб, состояние которых влияет на его подвижность. Это повышает информативность результатов исследования, а следовательно, повышает достоверность заявленного способа.

Известно, что состояние внутренних слоев ткани определяется гомеостазом, в то время как рецепторные системы на поверхности органа обладают высокой реактивностью. Внутренние слои ткани, кроме того, более инертны и их время релаксации больше, чем поверхностных тканей. В результате, благодаря тому, что измеряют индексы БЭМР, обеспечивается возможность уверенной фиксации любых изменений в функциональном и морфологическом состоянии тканей, окружающих зуб, в том

числе и во время механической статической нагрузки. Это повышает чувствительность, а следовательно, информативность и достоверность предлагаемого способа.

В предложенном нами способе до и во время статической механической нагрузки на зуб измерения индекса БЭМР выполняют, не касаясь поверхности зуба и не изменяя расстояния от поверхности зуба. Для этого, при измерении индекса БЭМР, датчик контактирует с поверхностью зуба через упор, находящийся на датчике и выполненный из немагнитного материала. В результате измеренное значение индекса БЭМР содержит в себе интегративную информацию, состоящую из информации о состоянии тканей, окружающих зуб, влияющих на подвижность зуба, и из информации о состоянии тканей самого зуба, что повышает информативность и достоверность предлагаемого способа.

К тому же сама по себе процедура измерения индекса БЭМР индифферентна, не требует каких-либо дополнительных воздействий на организм и не оказывает на рецепторы слизистой оболочки ротовой полости и внутренних тканей раздражающего действия, инициирующего защитно-адаптационную реакцию организма. В результате исследуемые ткани реагируют только на механическое воздействие, что обеспечивает возможность получения достоверной картины результатов воздействия, повышает информативность и достоверность способа.

## Выводы

1. Определение подвижности зубов у пациентов возможно с помощью аппарата «Periotest» и ЭДП «ЛИРА-100».
2. Наиболее физиологичным способом, не вызывающим негативное воздействие на пародонт является методика, при которой определяется индекс БЭМР.
3. Исследования подвижности зубов с помощью аппарата «Periotest» и ЭДП «ЛИРА-100» показали, что наиболее оптимальным методом шинирования подвижных зубов является полулабильная фиксация с использованием проволоки flex. ■

*Жалудев Сергей Егорович - Заслуженный врач РФ, д.м.н., профессор, - декан стоматологического факультета, зав. кафедрой ортопедической стоматологии ФГБОУ ВО «Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России. Делец Александр Владимирович - к.м.н, доцент-доцент кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии ФГБОУ ВО «Южно-Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России; Автор, ответственный за переписку: Делец Александр Владимирович, delec-74@mail.ru; тел.: 89030895090*

## Литература:

1. Азов Д.О., Прошин А.Г., Василиадис Р.А. Объективный способ измерения стабильности имплантатов//Бюллетень медицинских Интернет-конференций - 2014. Том № 4. 1. <http://C:/Users/>

*Sergey/Downloads/obektivnyy-sposob-izmereniya-stabilnosti-implantatov.pdf*

2. Баньков В.И., Николаев К.Э., Макарова Н.П. Низкочастотные импульсные сложномодулированные

- электромагнитные поля в медицине и биологии. Екатеринбург: Издательство УрГУ, 1992, С.33-43.
3. Баньков В.И. Инновационные технологии диагностики в стоматологии/В.И. Баньков, Л.П. Мальчикова, Г.И. Ронь, С.Е. Жолудев // Проблемы стоматологии. - №5, 2009,- С.7-11.
  4. Делец А.В., Баньков В.И. Устройство для определения степени подвижности зуба: Патент на полезную модель № 100899, зарегистрирован в Госреестре 11.05.2010г.) 10.01.2011 Бюл. № 1
  5. Делец А.В. Способ шинирования зубов при пародонтите / А.В. Делец, С.Е. Жолудев, В.А. Луганский: пат. № 2289357, зарегистрирован в Госреестре 20.12.2006 г.) «Бюллетень изобретений». –2006. – № 35.
  6. РОЖКОВ Н.Ф., ЗЫРЯНОВ Б.Н., ДЬЯКОВ Е.П., БАРБОЛИН В.В. А.С. СССР №11117054, А61С 19/04, «Устройство для определения подвижности зубов» Опубл. 07.10.84
  7. Сенть-Дьеры А. Биоэнергетика. Теория передачи энергии, М.: Издательство ФИЗМАТ, 1960, С 3-14.
  8. J. Hammerle, A. Uhl. Fractal Image Compression on MIMD Architectures II: Classification Based Speed-up Methods // Journal of Computing and Information Technology - CIT 8, 2000, 1, P.71–82.
  9. С.-G. Lyuh, J.-H. Suk, I.-J. Chun, T. M. Roh A Novel Reconfigurable Processor – Using Dynamically Partitioned SIMD for Multimedia Applications// ETRI Journal, Volume 31, Number 6, December 2009. -P.709-716.
  10. Улащик В.С. Очерки общей физиотерапии. – Минск: Наука і тэхніка, 1994, с.87-90.
  11. <http://meduniver.com/Medical/stomatologia/630.html> MedUniver