

СРАВНЕНИЕ ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ШИНИРУЮЩИХ АППАРАТОВ И ШИН-ПРОТЕЗОВ ПРИ ГЕНЕРАЛИЗОВАННОМ ПАРОДОНТИТЕ

Леоненко П.В.¹, Закиев И.М.²

¹Национальная медицинская академия последипломного образования имени П.Л. Шупика, Киев, Украина (04112, Киев, ул. Дорогожицкая, 9), e-mail: p.leonenko@ukr.net

²Лаборатория нанотехнологий аэрокосмического института Национального авиационного университета, Киев, Украина (03058, Киев, пр. Комарова, 1), e-mail: leonenko_p.v@mail.ru

По данным литературы, современной проблемой в стоматологии является генерализованный пародонтит, в лечении которого ортопедическим методам шинирования подвижных зубов отводится особое значение. Обозначена проблема выбора конструкционных материалов для изготовления шинирующих аппаратов для иммобилизации подвижных зубов при пародонтите. Представлена современная концепция неразрушающего анализа физико-механических свойств материалов для изготовления шин. С помощью авторской модификации нанотвердомера и программного обеспечения к нему проведен комплекс исследований физико-механических свойств современных материалов для изготовления шинирующих аппаратов. Статистически обработаны результаты исследований и приведен анализ полученных результатов. Сделан вывод о том, что диоксид циркония является наиболее оптимальным материалом для изготовления шинирующих аппаратов, а также обозначен лучший материал среди композитов для изготовления шин по технологии CAD/CAM.

Ключевые слова: генерализованный пародонтит, шинирование зубов, материаловедение, CAD/CAM технологии

COMPARISON OF PHYSICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF STRUCTURAL MATERIALS FOR SPLINTING DEVICES AND SPLINT-PROSTHESES IN GENERALIZED PERIODONTITIS

Leonenko P.V.¹, Zakiev I.M.²

¹National Medical Academy of Postgraduate Education named after P.L. Shupyk, Kiev, Ukraine (04112, Kiev, Dorogozhytskaya, 9)

²Laboratory of Nanotechnology Aerospace Institute of the National Aviation University, Kiev, Ukraine (03058, Kiev, prosp. Komarova, 1)

According to the literature, generalized periodontitis is modern problem, in which treatment of moving teeth with the orthopedic methods of splinting special importance is given. We have outlined the problem of the choice of structural materials for the manufacturing of splinting devices for immobilization of mobile teeth in periodontitis. Represented by the modern concept of non-destructive analysis of the physical and mechanical properties of materials for the manufacture of splints. With the help of the author's modification of nanoindentometer and software for it, a complex of studies of physical and mechanical properties of advanced materials for the manufacture of splinting devices were held. Statistically, processed results of the studies and the analysis of the results. It is concluded that the zirconium dioxide is the best material for splinting devices and it is denoted the best material among the composite materials for the manufacturing of splints by CAD/CAM technology.

Keywords: generalized periodontitis, teeth splinting, materials engineering, CAD/CAM technology

Введение

Генерализованные заболевания пародонта клинически проявляются прогрессирующей резорбцией альвеолярного отростка, образованием патологических десневых и костных карманов, а также функциональной перегрузкой зубов [1, 7, 5]. Поражение опорно-удерживающих структур пародонта нарушает биомеханику отдельных зубов и/или зубного ряда в целом. Одной из основных задач ортопедической стоматологии на этапах лечения

пациентов с генерализованным пародонтитом является шинирование зубов в группы. Цель таких мероприятий – перераспределение нагрузки между зубами при помощи шинирующих аппаратов разных конструкций, которые должны иметь высокую долговременную прочность в условиях функциональной нагрузки [3]. С клинической точки зрения решающее значение в обеспечении длительного срока эксплуатации шинирующих аппаратов имеет прочность самого материала, из которого изготовлена шина. В свою очередь, прочность материалов для лабораторного изготовления шин определяется их физико-механическими свойствами. На сегодняшний день в качестве конструкционных материалов для изготовления шинирующих аппаратов чаще всего используют композитные материалы с различными вариантами их армирования [3]. Такие конструкции легко изготавливаются в полости рта пациентов врачом-стоматологом, но при этом имеют ряд недостатков. Одним существенным из них является короткий срок эксплуатации и невозможность использования для постоянного долговременного шинирования [3, 2]. Композитные шинирующие аппараты, изготовленные лабораторным путем, имеют на порядок более длительный срок эксплуатации по сравнению с конструкциями прямого изготовления в ротовой полости. Постепенное замещение технологией CAD/CAM мануальных технологий изготовления зубных протезов позволяет использовать в качестве конструкционных материалов керамические композиты, такие как диоксид циркония или алюминия [2]. Для изучения возможности их применения в ортопедическом лечении пациентов с генерализованным пародонтитом нужны дополнительные научные исследования физико-механических свойств шин и шин-протезов, изготовленных из диоксида циркония и других современных материалов [2, 4]. Лабораторные механические испытания современных стоматологических материалов, предназначенных для изготовления ортопедических шин, проводятся в соответствии со стандартами ГОСТ (в основном Р51202-98), а также международными стандартами ISO, Европейскими стандартами (EN) [3, 4]. Эти исследования сложны, требуют изготовления образцов очень правильной прямоугольной формы, что достаточно сложно, а результаты их зависят от ряда факторов. К таким факторам относят способ обработки образцов, метод тестирования и условия их проведения, а данные, полученные от такого тестирования, являются условными и сложно воспроизводимыми в других лабораториях. Альтернативой вышеобозначенным методам исследования физико-механических свойств шин и шин-протезов, изготовленных из различных материалов, являются неразрушающие методики, в числе которых метод индентирования. Для композитных материалов и модифицированной керамики показатели трещиностойкости и твердости – наиболее клинически значимые параметры, для изучения которых с высоким уровнем точности и воспроизводимости полученных результатов можно применить метод индентирования. Метод отличается

оперативностью, использованием несложного оборудования и простой методикой исследования. Международный стандарт ISO 14577 в этих исследованиях выделяет три диапазона: макро, микро и нано [3, 4]. Наиболее интересными, учитывая неразрушающую методику исследования готовых к использованию конструкций шинирующих аппаратов, являются микро и нано уровни индентирования. Таким образом, актуальной задачей является разработка современных методик неразрушающего исследования физико-механических свойств материалов, применяемых в стоматологии для изготовления шинирующих аппаратов и готовых изделий из них (контроль прочности готовой конструкции).

Цель исследования – определить наиболее рациональные материалы для лабораторного изготовления шинирующих аппаратов пациентам с генерализованным пародонтитом путем изучения их физико-механических свойств усовершенствованными методиками наноиндентирования.

Материал и методы исследования

Изучение физико-механических свойств материалов для изготовления шинирующих конструкций проводили путем наноиндентирования. Для этого мы подготовили 14 групп материалов (по восемь однотипных образцов в каждой группе), которые прошли весь цикл технологических этапов по изготовлению шинирующих аппаратов. Зона исследования поверхности образцов была подвергнута шлифованию и полировке. Всего было исследовано 14 разновидностей следующих материалов: DD Bio ZX² (1 группа); DD Bio ZW 3Y TZP – A (2 группа); VITA In – Ceram YZ (3 группа); IPS e.max (4 группа); Yamakin Luna – Wing, Hard (5 группа); Yamakin Luna – Wing, Enamel (6 группа); Yamakin Luna – Wing, Translucent (7 группа); Сплав Ti - 6Al – 4V ELI (8 группа); Сплав Ti Grade 4 (9 группа); VITA ENAMIC (10 группа); BelleGlass Enamel (11 группа); BelleGlass (12 группа); Visio.lign (13 группа); Bio Dentaplast (14 группа).

Образцы материалов для изготовления шинирующих аппаратов были исследованы нами методом наноиндентирования, а также при помощи разработанного нами метода динамического сканирования поверхности исследуемых образцов индентором. Для динамического сканирования поверхности индентором нами был усовершенствован прибор нанотвердомер «Микрон-Гамма» [6], а также индентор и программное обеспечение к прибору. Такой комплекс инноваций позволил разработать и впервые на практике применить метод динамического сканирования поверхности образцов индентором с пьезодатчиком акустической эмиссии. Предложенный метод динамического сканирования поверхности образцов базируется на непрерывной регистрации сопротивления движению индентора по поверхности образца материалов с плавно нарастающей и спадающей нагрузкой на

индентор. Регистрация моментов хрупкого разрушения и скалывания поверхности (нанотвердомером с пьезоэлектрическим датчиком акустической эмиссии) сопровождается скачками тангенциальной силы и акустической эмиссии, что позволяет регистрировать:

- момент хрупкого разрушения поверхности;
- функциональную трещиностойкость.

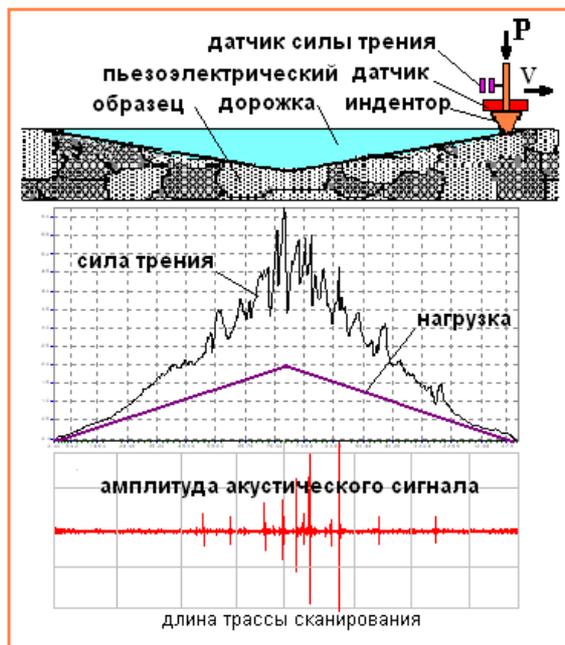


Рис. 1. Графическое отображение принципа действия разработанного метода динамического сканирования поверхности исследуемых образцов шинирующих аппаратов из разных материалов.

На рис. 1 представлена схема, которая объясняет суть предложенного метода динамического сканирования. Индентор с тангенциальным датчиком (датчиком тангенциальной силы) и пьезодатчиком акустической эмиссии сканирует поверхность с постоянной скоростью (V). При этом нагрузка (P) на индентор плавно и равномерно растет до половины пути, а затем плавно спадает в другой половине пути. В момент достижения критической нагрузки хрупкого разрушения поверхности или скалывания происходит резкий скачок тангенциальной силы, что сопровождается всплеском акустического сигнала. Нагрузка, соответствующая разрушению поверхности образца материалов, характеризует его прочность, «хрупкость» и трещиностойкость. Для достижения цели и задач исследования регистрировали акустический сигнал с пьезодатчика акустической эмиссии и сигнал с датчика тангенциальной силы. Полученный результат представлен в виде временных зависимостей силы трения, тангенциальной силы, нагрузки на индентор, амплитуды акустического сигнала и длины трассы сканирования (микрофотографии трассы) в одинаковом масштабе. Полученные данные сведены в таблицу и обработаны математически

с применением статистических методов проверки достоверности полученных данных. Статистическую обработку полученных результатов проводили на персональном компьютере, используя программное обеспечение Microsoft Excel и Statistica.

Результаты исследования и их обсуждение

Согласно цели исследования, нами проведено индентирование 14 групп образцов конструкционных материалов (по восемь одинаковых образцов в каждой группе). Для иллюстрации результатов исследований твердости образцов и модуля Юнга методом наноиндентирования на рисунках 2 - 3 приведены наиболее характерные для каждой группы материалов их диаграммы нагружения. Номера диаграмм соответствуют номерам исследуемых групп образцов конструкционных материалов (рис. 2-3).

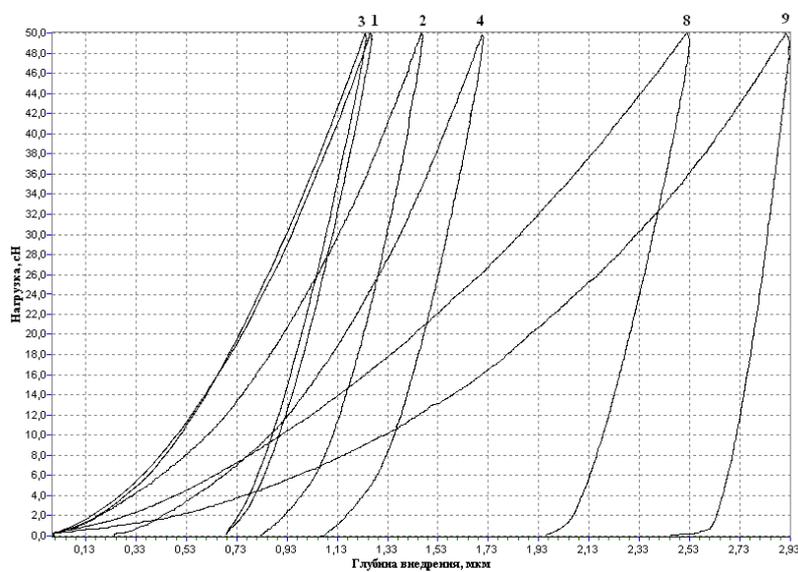


Рис. 2. Диаграммы нагружения с распределением твердости по образцам 1, 2, 3, 4, 8, 9 групп.

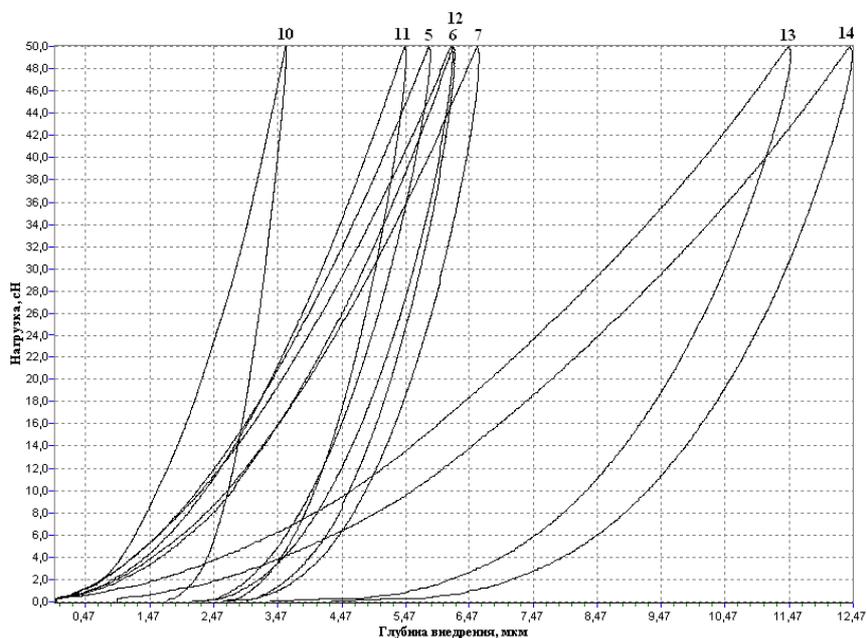


Рис. 3. Диаграммы нагружения с распределением твердости по образцам 5, 6, 7, 10, 11, 12, 13, 14 групп.

Полученные методом наноиндентирования параметры твердости и модуля Юнга 14 групп исследованных образцов сведены в таблицу.

Кроме этого, при проведении динамического сканирования индентором получены диаграммы сканирования и осциллограммы акустической эмиссии исследованных образцов. В результате этого исследования получен прочностной портрет поверхности образцов, определена нагрузка хрупкого разрушения и сила трения. В качестве примера на рисунке 4 приведены график зависимости силы трения, тангенциальной силы от нагрузки, осциллограмма акустической эмиссии и микрофотография трассы сканирования, наиболее характерные для 1 группы материалов для изготовления шинирующих аппаратов.

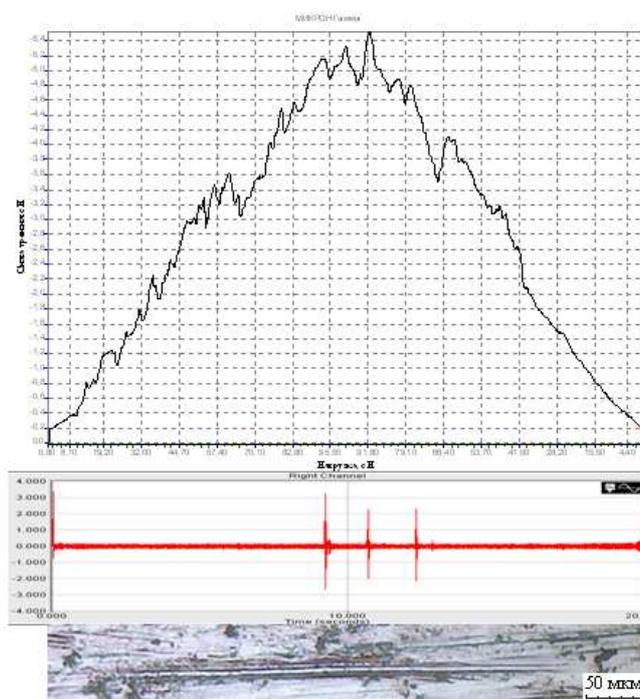


Рис. 4. Результаты динамического сканирования индентором образца из 1 группы материалов.

На рисунке 4 показана трасса динамического сканирования длиной 450 мкм и диаграмма ультразвуковой эмиссии, которая отображает переход пластической деформации в хрупкую образца из 1 группы материалов.

Нагрузку, при которой происходит переход пластического деформирования в хрупкое разрушение трассы сканирования, регистрировали по скачкообразному изменению силы трения, тангенциальной силы, по всплескам сигнала акустической эмиссии и по характерным сколам на микрофотографии трассы сканирования.

Полученные данные динамического сканирования сведены в таблицу и обработаны математически с применением статистических методов проверки достоверности полученных данных.

Таблица

Результаты наноиндентирования и динамического сканирования индентором поверхностей 14 групп образцов из различных материалов

| Группа образцов материалов | Микро-твердость, Н, (GPa) | Модуль Юнга, Е, (GPa) | Нагрузка хрупкого разрушения, Р, (sN) | Тангенциальная сила F, (sN) |
|----------------------------|---------------------------|-----------------------|---------------------------------------|-----------------------------|
| | М±m | М±m | М±m | М±m |
| 1 гр., (n=8) | 21,4±1,2 | 232,0±7,05 | 96±3,03 | 5,3±0,5 |
| 2 гр., (n=8) | 15,9±2,1 | 190,0±10,03 | 57±2,01 | 5,5±0,5 |
| 3 гр., (n=8) | 22,0±0,5 | 228,0±5,01 | 95±3,02 | 6,0±0,6 |
| 4 гр., (n=8) | 8,3±1,1 | 72,8±3,51 | 82±3,01 | 6,3±0,6 |
| 5 гр., (n=8) | 0,9±0,2 | 11,8±0,6 | - | 11,0±0,5 |
| 6 гр., (n=8) | 0,79±0,05 | 11,4±0,05 | - | 11,0±0,5 |
| 7 гр., (n=8) | 0,7±0,1 | 10,9±1,04 | - | 11,1±0,1 |
| 8 гр., (n=8) | 4,3±0,5 | 105,0±4,2 | - | 12,01±0,1 |
| 9 гр., (n=8) | 2,9±0,3 | 144,0±9,2 | - | 14,02±0,1 |
| 10 гр., (n=8) | 2,4±0,1 | 34,0±0,7 | - | 10,01±0,1 |
| 11 гр., (n=8) | 0,9±0,1 | 14,0±1,1 | - | 16,01±0,1 |
| 12 гр., (n=8) | 0,74±0,01 | 12,5±0,1 | - | 8,50±0,1 |
| 13 гр., (n=8) | 0,3±0,02 | 6,4±0,3 | - | 8,30±0,1 |
| 14 гр., (n=8) | 0,21±0,01 | 3,5±0,1 | - | 14,02±0,1 |

Примечание: различия между показателями считали достоверными при $p < 0,05$.

Из вышеприведенных данных установлены определенные закономерности для 1-4 групп материалов. В начале сканирования при субмалых нагрузках происходит упругая деформация, при которой отсутствует видимый след. По мере нарастания нагрузки упругая деформация переходит в пластическую, где след – без видимых трещин и разрушений. При этом сила трения, тангенциальная сила пропорционально увеличиваются, а звуковой сигнал – на уровне шумов. По мере дальнейшего нарастания нагрузки, пластическая деформация скачкообразно переходит в хрупкое разрушение, при котором резко увеличиваются сила трения, тангенциальная сила, амплитуда акустического сигнала, и видны следы хрупкого разрушения на микрофотографии. Для групп материалов с 5 по 14 характерные всплески акустического сигнала, сопровождающие хрупкое разрушение, не были зарегистрированы. Соответственно, эти материалы обладают высокими прочностными характеристиками и не подвержены хрупкому разрушению при данных условиях сканирования.

Таким образом, нагрузка, при которой происходит хрупкое разрушение материала, сопровождающееся скачкообразным изменением акустического сигнала и тангенциальной силы, является важной характеристикой прочностных свойств материала. Для 1-4 групп

керамических материалов этот параметр был наибольшим и находился в диапазоне от $57 \pm 2,01$ до $96 \pm 3,03$ (P, sN). В то же время абсолютная величина тангенциальной силы (силы сопротивления движению индентора) и ее колебания относительно среднего значения характеризуют усредненную прочность поверхностного слоя на трассе сканирования, разброс и неоднородность прочностных свойств материалов для изготовления шин. Достоверно меньшим ($p < 0,05$) разбросом прочностных свойств обладали образцы из диоксида циркония в 1 группе материалов – тангенциальная сила $F = 5,3 \pm 0,5$ (sN) в сравнении с остальными группами. Такая величина параметра говорит о выраженной однородности материала, отсутствии зернистости структуры, высокой сопротивляемости процессу износа и усталости материала.

Таким образом, в процессе эксперимента были определены основные физико-механические свойства образцов материалов для изготовления конструкций шинирующих аппаратов. Лучшими конструкционными материалами для изготовления шинирующих аппаратов среди исследованных нами являются материалы 1 и 3 групп, которые по твердости, модулю упругости, величине нагрузки хрупкого разрушения и функциональной трещиностойкости были наилучшими ($p < 0,05$) среди остальных групп.

Выводы:

1. Предложенная авторская модификация нанотвердомера «Микрон-Гамма», индентора и программного обеспечения к ним позволяет проводить неразрушающим способом изучение образцов материалов для изготовления стоматологических конструкций по параметрам: твердость, модуль Юнга, нагрузка хрупкого разрушения, функциональная трещиностойкость, тангенциальная сила, характеризующая разброс и неоднородность прочностных свойств материалов.
2. На основании обработки и анализа полученных экспериментальных данных установлено, что диоксид циркония в 1 и 3 группах материалов по параметрам микротвердости ($H = 22,0 \pm 0,5$ GPa), модулю Юнга ($E = 232,0 \pm 7,05$ GPa), нагрузке хрупкого разрушения ($P = 96 \pm 3,03$ sN) и тангенциальной силе на трассе сканирования ($F = 5,3 \pm 0,5$ sN) достоверно ($p < 0,05$) превышают параметры остальных групп материалов. Исходя из данных эксперимента, диоксид циркония является оптимальным вариантом конструкционного материала для изготовления шинирующих аппаратов пациентам с генерализованным пародонтитом, обладающим повышенными параметрами прочности и функциональной трещиностойкости.
3. Среди исследованных композитных материалов для методики изготовления шинирующих аппаратов непрямым способом с использованием технологии CAD/CAM лучшим является материал из 10 группы ($H = 2,4 \pm 0,1$ GPa). Этот материал достоверно превышал ($p < 0,05$) по

всем физико-механическим параметрам остальные исследованные группы материалов с композитами. Для мануального лабораторного изготовления шинирующих аппаратов лучшими из композитных материалов являются 5 группа ($H=0,9\pm 0,2$ GPa) и 11 группа ($H=0,9\pm 0,1$ GPa), которые между собой достоверно не отличались по показателю микротвердости ($p>0,05$).

Список литературы

1. Данилевский Н.Ф. Заболевания слизистой оболочки полости рта / Данилевский Н.Ф., Несин А.Ф., Рахний Ж.И. – К.: Здоровье, 1998. – 406 с.
2. Игнатович С.Р., Закиев И.М. Универсальный микро/нано - индентометр "Микрон-гамма" // Заводская лаборатория. – 2011. – Т. 77, № 1. – С. 61-67.
3. Леоненко П.В. Биомеханический анализ винирных конструкций зубных шин на экспериментальных трехмерных моделях генерализованного пародонтита / Леоненко П.В., Крищук М.Г., Ещенко В.А. // Сборник научных трудов сотрудников НМАПО им. П.Л. Шупика. – К., 2013. - № 22 кн.3. – С. 49 - 59.
4. Маклафлин Р.П. Систематизированная механика ортодонтического лечения / Г. П. Маклафлин, Д. С. Беннет, Х. Дж. Тревизо [Пер. с англ. под редакцией проф. П.С. Флиса]. – Львов: ГалДент, 2005. – С. 279 - 298.
5. Мюллер Х.-П. Пародонтология. – Львов: ГалДент, 2004. – С. 63 - 65.
6. Ряховский А.Н., Хлопова А.М. Биомеханика шинирования зубов (обзор литературы) / А.Н. Ряховский, А.Н. Хлопова // Панорама ортопедической стоматологии. – М., 2004. - № 1. – С. 18 - 28.
7. Хасанов О.Л. Методы измерения микротвердости и трещиностойкости наноструктурных керамик: учебное пособие / А.Л. Хасанов, В.К. Струц, В.М. Соколов и др. – Томск: Изд - во Томский политехнический университет, 2011. – 101с.

Рецензенты:

Максюков С.Ю., д.м.н., заведующий кафедрой стоматологии №2, декан стоматологического факультета ГБОУ ВПО «Ростовский государственный медицинский университет» Минздрава России, г. Ростов-на-Дону.

Калашников В.Н., д.м.н., главный врач МБУЗ «Стоматологическая поликлиника» г. Ростова-на-Дону», главный внештатный специалист по стоматологии Управления здравоохранения г. Ростова-на-Дону.