 Для заказа доставки данной работы воспользуйтесь поиском на сайте по ссылке: <http://www.mydisser.com/search.html>

Львівський національний медичний університет

імені Данила Галицького

Бариляк Адріана Ярославівна

УДК 616.314:615.849.19

**Нанолазерна дезінфекція системи каналу кореня зуба (експериментальне дослідження)**

14.01.22 – стоматологія

Автореферат

дисертації на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук

Львів – 2009

Робота виконана у Львівському національному медичному університеті імені Данила Галицького МОЗ України.

**Науковий керівник:** доктор медичних наук, професор Зубачик Володимир Михайлович, завідувач кафедри терапевтичної стоматології Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького МОЗ України

**Офіційні опоненти**: доктор медичних наук, професор Політун Антоніна Михайлівна, завідувач кафедри терапевтичної стоматології Медичного інституту Української асоціації народної медицини.

доктор медичних наук, професор Кулигіна Валентина Миколаївна, завідувач кафедри терапевтичної стоматології Вінницького національного медичного університету ім. М.І.Пирогова

Захист відбудеться “19” травня 2009 р. о 1100 годині

на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 35.600.01 у Львівському національному медичному університеті імені Данила Галицького МОЗ України (79010, м. Львів, вул. Пекарська, 69)

З дисертацією можна ознайомитись у бібліотеці Львівського національного медичного університету ім. Данила Галицького МОЗ України (79000, м. Львів, вул. Січових Стрільців, 6).

Автореферат розісланий “16” квітня 2009 р.

Вчений секретар

спеціалізованої вченої ради

доктор медичних наук, професор Переяслов А.А.

**ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ**

**Актуальність теми**. Однією з головних проблем сучасної практичної стоматології є підвищення якості якість ендодонтичного лікування (Скрипнікова Т.П., 1999; Максимовський Ю.М., 2001). Дослідження останніх років свідчать про те, що якісно санувати вдається не більше 70 відсотків прохідних кореневих каналів (Данилевський Н.Ф., 1996; Боровський Є.В., 1999; Лукiних Л.М., 2004; Ніколішин А.К., 2005; Трубка І. А., 2007). Недосконале механічне очищення кореневого каналу і неповна його стерилізація залишаються суттєвим недоліком, оскільки наявність мікробної колонізації у дентині каналу кореня зуба в майбутньому призводить до виникнення патологічного вогнища в періодонті (Політун А.М., 2002; Бир Р., Бауман М., Ким С., 2004). Слід враховувати також часті протипокази до традиційної антимікробної терапії за наявності у пацієнтів супутніх загальносоматичних захворювань. Окрім цього, багата поліморфна мікрофлора кореневого каналу має різну чутливість до антибактеріальних препаратів, а в багатьох випадках є резистентною до них (Orstavik D., Haapasalo M., 1990; [Calişkan M. K.](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10332240?ordinalpos=1&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVDocSum), M. Türkün, 1996; Siqueira J. F., M. de Uzeda, 1998).

Водночас, сучасна тенденція в ендодонтії – все заради збереження зуба – це пошук нових методів та матеріалів для успішного ендодонтичного лікування. В останній час різко зростає зацікавленість і помітний значний поступ у застосуванні лазерних та нанотехнологій у стоматології (Рисованный С. И., Рисованная О.Н., 2003; Chen W. H., 2003; Moritz A. et al., 2006). Встановлено нові фізико-хімічні механізми взаємодії лазерного випромінювання з живою тканиною, розроблено сучасний лазерний інструментарій, зокрема і для ендодонтичних маніпуляцій (Matsumoto K., 2000; Kimura Y., 2001; Ishizaki N., 2004; Schoop U., 2006).

Результати окремих досліджень показують про те, що лазерний промінь можна розглядати не тільки як складову комплексного лікування, а в окремих випадках, і як радикальний засіб терапії (Chanthaboury R., Irinakis T., 2005; Moritz A., Beer F., Goharkhay K., et al., 2006). Це, насамперед, обумовлено бактерицидною дією лазерного випромінювання на мікрофлору каналу кореня зуба, а також підвищенням ефективності опрацювання стінки каналу перед його обтурацією (Kesler G., Gal R., 2002; Schoop U., Klimscha J., et al., 2007;).

Ще одним новим напрямком у сучасній стоматології є використання нанотехнологій (Freitas Jr., 2000; Shashkov E.V., Zharov V.P., et al., 2007). Перші спроби застосування наночастинок у селективній антимікробній нанотерапії видаються надзвичайно перспективними і в ендодонтичній практицi (Stock C., Walker R., Gulavivala K., 2005). Тому пошук нових методів і матеріалів для успішного ендодонтичного лікування, таких як наночастинки та їх комплекси, лазерна діагностика і терапія визначені як **актуальний** напрямок досліджень.

**Зв’язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Робота є складовою науково-дослідної теми кафедри терапевтичної стоматології Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького „Клінічно-експериментальне обгрунтування застосування засобів і розробка методів профілактики, терапії та реабілітації хворих з ендо- та пародонтальною патологією” (державна реєстрація № 0105U007858 IH 30.00.001.05, термін виконання 2005-2009 рр.), виконана в рамках Українсько-Австрійського договору М 123-2007 (державна реєстрація № 0107U005037), а також в рамках договорів про міжнародне науково-технічне співробітництво між Львівським національним медичним університетом імені Данила Галицького та Стоматологічною клінікою імені Бернгарда Готтліба Медичного університету Відня.

**Мета і завдання дослідження.** Мета роботи **−** експериментальнеобгрунтування алгоритмів нанолазерної дезінфекції системи каналу кореня зуба і опрацювання методів нанолазерного препарування, як радикального або доповнювального засобу антибактеріальної терапії.

Для досягнення поставленої мети в роботі необхідно було вирішити такі завдання:

1. Проаналізувати модельну архітектоніку та світловодні властивості дентину зуба і визначити діапазон довжин хвиль випромінювання для бактерицидного опрацювання його мікроканальної структури при трансканальному лазерному опроміненні *in vitro*;
2. Оцінити температурний вплив лазерного опромінення на тверді тканини зуба залежно від спектральних, енергетичних і часових режимів генерації;
3. Опрацювати фотоакустичний метод контролю процесу лазерного опромінювання твердих тканин зуба;
4. Провести порівняльний аналіз спектральних режимів комплексного трансканального лазерного бактерицидного впливу з наступним лазерним опрацюванням стінки каналу кореня зуба *in vitro*;
5. Обгрунтувати вибір наночастинок та їх комплексів для дезінфекції системи каналу кореня зуба, визначити ступінь проникнення наночастинок в системі каналу кореня зуба;
6. Опрацювати експериментальну методику комплексної нанолазерної дезінфекції системи каналу кореня зуба.

*Об’єкт дослідження*− тверді тканини каналу кореня зуба, система кореневого каналу

*Предмет дослідження* − нанолазерна дезінфекція системи кореневого каналу.

*Методи дослідження:*

1. Оптичні, фотоакустичні, рентгеноструктурні електронно-мікроскопічні для вивчення структури дентину та нанооб’єктів;
2. Лазерні режими опромінення в різних спектральних, енергетичних і часових діапазонах;
3. Числове моделювання взаємодії лазерного випромінювання з твердими тканинами зуба − для отримання теплової томографії зони лазерного впливу і прогнозу безпечних режимів опромінювання;
4. Морфологічні дослідження з використанням просвітлювальної та сканувальної електронної мікроскопії надвисокої роздільчої здатності − для вивчення твердих тканин зуба та поверхні стінки кореневого каналу під впливом лазерного опромінення;
5. Мікробіологічні дослідження з метою ідентифікації виділених культур і визначення їх чутливості до різних режимів лазерного опромінення, нанорозмірних бактерицидних агентів та комбінованих нанолазерних режимів.

**Наукова новизна одержаних результатів.**

На основі аналізу світловодних властивостей дентину встановлено спектральний діапазон лазерного випромінювання для тотальної дезінфекції системи каналу кореня зуба, включаючи припульпарний дентин.

Запропоновано фізико-математичну модель взаємодії потужного лазерного випромінювання з твердими тканинами зуба з урахуванням нелінійних залежностей оптичних і теплофізичних параметрів тканин від температури та фазових переходів (плавлення та кристалізації), на основі якої проведено пошаровий розрахунок температури (теплову томографію) зони лазерного впливу (на рівні програмного продукту).

Опрацьовано новий фотоакустичний спосіб контролю перебігу процесу лазерного опромінювання твердих тканин зуба (на рівні винаходу).

Вперше запропоновано дезінфекцію макро- і мікросистеми кореневого каналу зуба з використанням наночастинок на прикладі наночастинок срібла, як ефективного антибактеріального агента пролонгованої дії (на рівні винаходу).

Доведено глибоке проникнення наночастинок у дентинні мікроканальці, їх пролонговану антибактеріальну дію і блокувальну функцію (на рівні винаходу).

Вперше реалізовано нанолазерну дезінфекцію системи каналу кореня зуба на основі ефектів лазерної активації наночастинок у режимі нанофотопіролізу та в умовах поверхневого плазмонного резонансу на нанокомплексах − фотокаталізаторах (на рівні винаходу).

**Практичне значення одержаних результатів.** Визначено місце лазерної антибактеріальної терапії для завдань ендодонтії, а саме – для дезінфекції мікросистеми каналу кореня зуба і подальшого опрацювання поверхні стінки макроканалу.

Обгрунтовано й опрацьовано протоколи лазерної дезінфекції системи каналу кореня зуба з урахуванням архітектоніки дентину.

На основі розробленої моделі взаємодії потужного лазерного випромінювання з твердими тканинами зуба створено програму, яка дозволяє прогнозувати вибір безпечних з точки зору термічного навантаження на періапікальні тканини лазерних режимів трансканального опромінення для опрацювання та дезінфекції системи каналу кореня зуба.

За результами експериментальних досліджень обгрунтовано ефективність дезінфекції системи каналу кореня зуба зі застосуванням нанотехнологій, що створює наукове підгрунтя для клінічних випробувань і впровадження розпрацьованих методів у стоматологічну практику.

Результати роботи використано в опрацюванні протоколів лазерної ендодонтичної терапії в Університетській стоматологічній клініці ім. Бернгарда Готтліба у Відні (Австрія) та Лазерному стоматологічному центрі Університету Гента (Бельгія), проектуванні спеціалізованого стоматологічного лазерного обладнання фірмами DEKA (Італія) та High Tech Laser (Бельгія); впроваджено у практику стоматологічної клініки ММ (Львів), а також використовуються у програмах навчання магістрів на кафедрі терапевтичної стоматології Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького.

**Особистий внесок здобувача.** Дисертаційна робота є самостійним науковим дослідженням здобувача. Всі ідеї, положення та висновки, що становлять суть дисертації, сформульовано автором самостійно, як і отримані результати, що лягли в основу змісту дисертаційної роботи. Написання статей, патентний пошук, опис і формули патентів, підготовку публікацій до друку автор виконав особисто. Аналіз окремих отриманих результатів і деякі технічно складні експериментальні дослідження здобувач проводив у співавторстві, згідно з поданим списком публікацій: результати морфологічних досліджень отримано здобувачем з використанням електронного мікроскопа надвисокої роздільчої здатності у лабораторії проф. Й. Верніша (Технічний університет Відня); бактеріологічний аналіз проведено у Віденському медичному університеті під керівництвом проф. А. Георгополуса; лазерне опромінення в режимі надкоротких імпульсів реалізовано у лабораторії проф. Е. Вінтнера (Технічний університет Відня); числове моделювання взаємодії лазерного випромінювання з твердими тканинами зуба проведено сумісно з І. Демковичем на кафедрі фотоніки Львівської політехніки.

**Апробація результатів дисертації.** Основні результати дисертаційних досліджень оприлюднено на міжнародних та всеукраїнських наукових конференціях: 4-th Congress of the Society for Oral Laser Applications SOLA “Dentistry of Tomorrow – Lasers as an Integral Part?!”, Bruges, Belgium (2007р. дві усні доповіді); ювілейній відкритій науково-технічній конференції професорсько-викладацького складу Інституту телекомунікацій, радіоелектроніки та електронної техніки Національного університету „Львівська політехніка” з проблем електроніки (усна доповідь); Міжнародній науково-практичній конференції „Застосування лазерів в медицині і біології”, Харків, 2008 (стенд); міжнародній науково-практичній конференції „Застосування лазерів в медицині і біології”, Вінниця, 2008 (стенд); Австрійсько-Українських днях науки „Нанотехнології”, Відень, 2008р. (усна доповідь); міжнародній науково-практичній конференції „Сучасні методи лікування та профілактики в терапевтичній стоматології”, Полтава, 2007 (усна доповідь); науково-практичній конференції „Сучасні методи лікування в стоматології”, Львів, 2008 (усна доповідь); наукових конференціях молодих вчених ЛНМУ, Львів, 2005-2006 рр.(усні доповіді).

**Публікації.** Основні результати дисертаційної роботи викладено у 19 працях, з них 6 статей опубліковано у фахових журналах рекомендованих ВАК України, 10 праць у збірниках тез доповідей наукових конференцій. Отримано 3 патенти України на корисну модель.

**Структура і об’єм дисертації.** Дисертаційна робота викладена на 180 сторінках друкованого тексту і містить вступ, п’ять розділів власних досліджень, висновки, список використаних джерел та додатки. Роботу ілюстровано 73 рисунками та 9 таблицями. Список використаних джерел містить 228 найменувань, з яких 193 іноземних авторів.

**ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ**

**Матеріали і методи дослідження.** Вибір матеріалів та методів грунтується на аналізі макро- та мікроанатомічних уявлень про систему кореневого каналу з урахуванням вислідів сучасної електронної мікроскопії, досліджень структурних особливостей твердих тканин зуба в контексті лазерних аплікацій та нанотехнологій. Наголошується, що із-за субмікронного діаметру дентинних канальців та достатньо високої сили поверхневого натягу антисептичних розчинів, останні фізично здатні проникати лише на обмежену відстань в дентинні канальці − близько 100 мкм, в той час як бактерія здатна проникати на 1100 мкм і більше, що є основною причиною запальних процесів в періапікальних ділянках. Альтернативний вибір – лазерний промінь, який проходить в дентин на глибину 1000 мкм, а також бактерицидні нанооб’єкти.

Для вибору енергетичних та часових режимів опромінення з метою мінімізації температурного навантаження на періапікальні тканини при лазерному опрацюванні каналу запропоновано математичну модель для розрахунку взаємодії лазерного променя різної конфігурації з твердими тканинами зуба та періодонту з урахуванням нелінійних залежностей оптичних та теплофізичних параметрів тканин від температури.

Щоб виключити суб’єктивний фактор лікаря-стоматолога і отримати інформацію про перебіг процедури, ми опрацювали та запатентували фотоакустичний спосіб контролю процесу лазерного опромінювання твердих тканин зуба, який дає можливість за висотою тону звуку об’єктивно реєструвати момент проходження межі ураженої та здорової твердої тканини зуба, або початок лазерної рекристалізації поверхні стінки каналу.

Обгрунтувавши механізми взаємодії та лазерні режими, проведено експериментальні дослідження лазерної дезінфекції системи каналу кореня зуба *in vitro* з використанням бактеріологічних і морфологічних методів доліджень при порівняльній лазерній дезінфекції системи каналу кореня зуба в різних спектральних режимах лазерного опромінювання.

В експериментах використовували два типи зразків клінічного матеріалу: однокореневі зуби людини, видалені за клінічними показами, зразки дентину таких зубів у вигляді спеціально вирізаних і орієнтованих відносно напрямку дентинних мікроканальців пластинок. Однокореневі зуби з відпрепарованими механічно каналами використовували для дослідження ефекту дезінфекції попередньо інфікованого тестованими бактеріями *Echerichia Coli* та *Enterococcus Faecalis*  основного каналу.

Зразки дентину зубів у формі пластинок використовували для дослідження ефекту дезінфекції попередньо інокульованих бактеріями дентинних мікроканальців.

Для усунення бактерійного заселення обидва типи зразків стерилізували в автоклаві при 125°C протягом 15 хв. Канал кореня зуба іноколювали 10 мкл бактерій *Echerichia Coli* (ATCC 10536) та *Enterococcus Faecalis* (ATCC 29212), а на зразки пластинок дентину з однієї поверхні мікропіпеткою вводили по 2 мкл цих же штамів. Далі зразки зубів та дентину інкубували протягом 4 год при температурі 37° C.

У дослідженнях використовували такі лазерні системи: Nd:YAG лазер “Pulse Master 1000” (American Dental Technologies, Texas, США) з довжиною хвилі 1,064 мкм; діодний напівпровідниковий лазер “LD 15” (DENtek, Graz, Австрія) з довжиною хвилі 0,810 мкм; Er:YAG лазер “Key 2” ( KaVo Biberach,Німеччина) з довжиною хвилі 2,94 мкм; Er,Cr:YSGG лазер “Millenium Waterlase” (Biolase, San Clemente,США) з довжиною хвилі 2,78 мкм.

Випромінювання кожного лазера подавали через спеціальні волоконні наконечники діаметром 400 мкм та 300 мкм в одинакових енергетичних режимах. Бактерицидну дію визначали методом серійних розведень на рідких середовищах Muller-Hinton бульйону, бактеріостатичну – методом дисків на твердих середовищах (5% кров’яний агар „BioMerieux”, Франція). Після лазерного опромінення здійснювали бактеріологічну оцінку.

Програма експерименту передбачала також контроль температури з протилежного боку зразка в процесі опромінення з допомогою цифрового термометра.

У процесі роботи було висунуто ідею нанодезінфекції мікросистеми каналу каналу кореня зуба із застосуванням наночастинок срібла. Ідея роботи полягала у доведенні феномену пенетрації наночастинок, як бактерицидного агента пролонгованої дії, у дентинні мікроканальці. Срібло знаходиться на першому місці у ряді токсичності щодо бактерій серед інших хімічних елементів: Ag >Hg> Cu >Cd >Cr >Pb >Co >Au >Zn >Fe> Mn >Mo> Sn (G. Zhao 1998). У контексті проблеми резистентності бактерій до антибіотиків срібло залишається ефективним препаратом, до якого не здатні адаптуватися більшість патогенних мікроорганізмів. Зіншого боку, дентин з його структурними особливостями (дентинними мікроканальцями, заповненими патогенною мікрофлорою) є ідеальним об’єктом для дезінфекції саме наночастинками.

Гідрозолі наночастинок срібла з усередненим розміром частинок 15 нм одержували хімічним відновленням з водних розчинів AgNO3. (Заіченко О.С., Шевчук О.М., 2004). Антимікробні властивості колоїдного розчину наночастинок срібла оцінювали за допомогою стандартного мікрометоду розведення, що визначав мінімальну бактерицидну концентрацію, яка після 24 год інкубаційного періоду при температурі 37°C складала 25 мкг/мл. Після інкубаційного періоду 2 мкл розчину наночастинок срібла з концентрацією 25 мкг/мл вводили в канал кореня зуба.

Морфологічні дослідження проводили з використанням електронного мікроскопа надвисокої роздільчої здатності „ESEM XL30, Philips”, (Голландія).

Для досягнення синергічного ефекту розроблено експериментальну методику комбінованої нанолазерної дезінфекції системи каналу кореня зуба. Для досліду використано 52 однокореневі зуби людини з прямими каналами, які зберігалися у 0,9 % розчин натрію хлориду до початку експерименту. Коронкову частину усували за допомогою діамантового диску. Канали кореня препарували до розміру 50 за допомогою Н-файлів та промивали 0,9% ізотонічним розчином хлориду натрію розчином. Для усунення мікробного заселення зразки зубів стерилізували в автоклаві („Melatronic 23, Melag”, Німеччина) при 125°C протягом 15 хв, після чого у канал кореня зуба мікропіпеткою вводили 2 мкл бактерій E. Coli (ATCC 29212). Далі зразки зубів інкубували протягом 4 год при температурі 37° C. Після чого 2 мкл розчину наночастинок срібла вводили в кореневий канал з наступним його лазерним опроміненням Nd:YAG лазером („Smart File” DEKA, Італія), який генерує на довжині хвилі 1064 нм. Пристрій укомплектовано спеціальним гнучким оптичним кварцовим світловодом діаметром 300 мкм.

Опромінювання зразків здійснювали за прийнятим міжнародним протоколом одним циклом, що складався з 5-ти спроб тривалістю 5 с та перервою у 20 с між кожним опроміненням. Оптичний світловод вводили у кореневий канал якнайглибше до верхівки кореня. Після активації лазера канал кореня зуба опромінювали в напрямку від апікальної до коронкової частини циркулярними рухами. Потужність та частота імпульсів складали 15 Гц і 1,5 Вт в режимі вільної генерації.

Реалізація ідеї збільшення глибини пенетрації наночастинок срібла в припульпарний дентин полягала у застосуванні режиму лазерного опромінювання, що задовільняє критерій виникнення ударної хвилі в зоні лазерного впливу. Такий режим на основній гармоніці (1,06 мкм) забезпечив Q-Switched Nd:YAG лазер з тривалістю імпульсу 5 нс.

Цей же лазер, але в режимі другої гармоніки (0,53 мкм), використовували для нанолазерної дезінфекції в режимі нанофотопіролізу та плазмонного резонансу на наночастинках золота у нанокомплексах-фотокаталізаторах Au-TiO2.

**Результати експериментальних досліджень.**

На підставі досліджень показано, що механічні, оптичні і акустичні властивості зуба визначаються його архітектонікою, тобто, його структурною і хімічною організацією. З точки зору оптики, структура дентину являє собою квазіперіодичну структуру, яка деякою мірою нагадує структуру двомірного фотонного кристалу (рис. 1а). Дентинні мікроканальці слід розглядати як мікротрубочки, стінки яких (перитубулярний дентин) мають більший показник заломлення n2 порівняно з інтертубулярним дентином n1 (рис. 1.б).

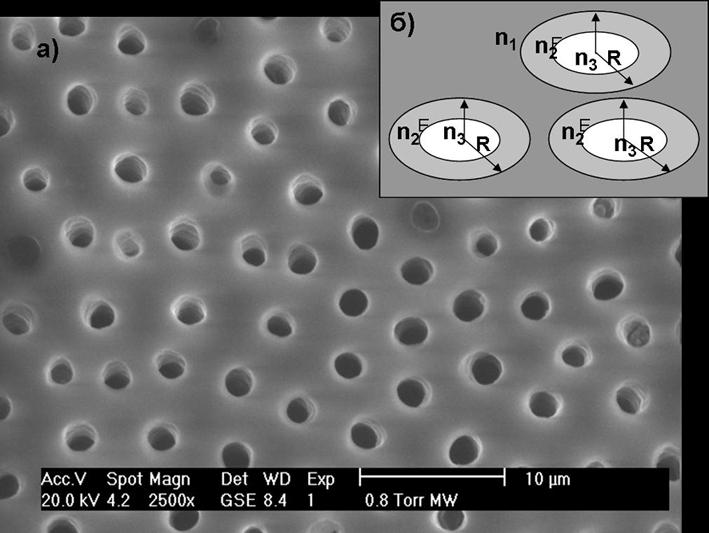


Рис.1. Мікрофотографія дентину (а) і схематичне зображення дентинних трубочок – мікроканальців (б). n1 – інтертубулярний дентин, n2 – перитубулярний дентин, n3 – інтертубулярна рідина з різними показниками заломлення. Електронна скануюча мікроскопія, зб.: × 2500

Встановлено, що взаємодія світла певної довжини хвилі з такими співмірними за масштабом елементами структури дентину призводить до виникнення світловодних і квантово-розмірних ефектів. Це означає, що:

* найбільша частина світлової енергії розповсюджується стінками дентинних трубочок (перитубулярним дентином), де найвищий показник заломлення;
* невелика частина світлової енергії розповсюджується в інтертубулярному дентині;
* у центрі дентинної мікротрубочки світлова енергія мінімальна.

Ці дані свідчать, що світло видимого і ближнього інфрачервоного спектра з довжинами хвиль, які співмірні з геометричними розмірами дентинних мікроканальців (0,5 – 2,0 мкм), якнайкраще поширюється і не поглинається в дентині зуба внаслідок власне хвилеводного ефекту. Це дало можливість довести значення лазерного опромінення як ефективного фізичного засобу для дезінфекції мікросистеми каналу кореня зуба.

Отримані результати числового моделювання взаємодії лазерного випромінювання з твердими тканинами зуба лягли в основу розробленого нами програмного продукту та інтерфейсу програми, який дозволяє задавати безпечні режими лазерного опромінювання та дезінфекції. Програму для обрахунку математичної моделі написано на мові програмування Borland Delphi 5. Вона має зручний віконний інтерфейс. Сам інтерфейс складається з чотирьох вікон: головної частини; вводу теплофізичних, оптичних параметрів та параметрів математичної моделі; виводу таблиці з отриманими результатами; вікна виводу рельєфу видаленої речовини за умови випаровування.

Нами складено розрахункові таблиці і графіки залежності зміни температури на поверхні стінки макроканалу кореня зуба від центру гаусівського лазерного пучка та глибини дентину. У випадку коефіцієнта поглинання 10 см – 1, що відповідає поглинанню дентином випромінювання Nd:YAG лазера, в центрі лазерного пучка на поверхні стінки температура досягає 37,99 °С і вже на відстані 1,9 мм від центру дорівнює 36,6 °С.

В той час, як на поверхні стінки макроканалу у центрі лазерного пучка температура досягає 37,99 °С, на глибині дентину 3,4 мм вона відповідає нормальній температурі людського тіла. Тобто, випромінювання Nd:YAG лазера з довжиною хвилі 1,06 мкм, пронизуючи дентин, не спричиняє практично жодного температурного навантаження.

Складено також розрахункові таблиці і графіки залежності зміни температури у разі коефіцієнта поглинання 300 см – 1, що відповідає поглинанню дентином випромінювання Er:YAG або Er,Cr:YSGG лазерів. У цьому випадку констатовано підвищення температури у центрі пучка на поверхні стінки макроканалу до 46,36 °С і нормальну температуру вже на відстані 1,9 мм від центру пучка. При цьому вже на глибині 0,225 мм приросту температури взагалі не відзначено. Тобто, внаслідок поглинання довжиною хвилі 2,94 мкм (Er:YAG, Er,Cr:YSGG лазери) приріст температури досягає близько 10 °С лише на поверхні стінки макроканалу. Оцінку точності математичної моделі проводили шляхом моделювання поширення тепла у дентині зуба і порівнянням з доступними експериментальними даними. Розроблена програма дає можливість вибору і прогнозування режимів лазерного опромінення для уникнення критичного температурного навантаження на періапікальні тканини.

Результати порівняльного бактеріологічного дослідження лазерної дезінфекції в різних спектральних режимах опромінення (Nd:YAG - 1,064 мкм; діодний лазер - 0,810 мкм; Er:YAG - 2,94 мкм; Er,Cr:YSGG - 2,78 мкм) були наступними. Найнижчий визначений рівень кількості бактерій складав 5×102 КУО/мл, що ми розглядали як повне їх знищення. Результати одержані в контрольній групі для обох видів бактерій *Е. coli, E. Faecalis,* відрізнялися від дослідних (кількість колоній складала 105 КУО/мл). Відзначено, що всі чотири типи лазерів здатні спричиняти знищення бактерій вже при потужності 1 Вт у розведенні від 1 до 3 разів, якщо порівнювати з контрольною групою (кількість колоній складала 105 КУО/мл). Однак суттєві переваги мають діодний та неодимовий лазери (кількість колоній складала 102 КУО/мл) перед обидвома ербієвими, де кількість колоній складала 103 КУО/мл.

Стосовно грам-позитивних *E. Faecalis:* нами отримано неоднозначні результати. Застосування діодного та неодимового лазерів при потужності 1,5 Вт приводить до повного знищення *E. Faecalis.* Температурний приріст на зовнішній поверхні зуба не перевищував 1.6°С, що прогнозовано температурними розрахунками, а також виключає можливість ураження періапікальної ділянки.

Внаслідок значного поглинання гідроксиапатитом та водою випромінювання ербієвих лазерів з довжиною хвиль 2,94 та 2,78 мкм не може бактерицидно діяти в глибоких шарах, натомість його енергія перетворюється на теплову в приповерхневій зоні. Лише там, на поверхні стінки макроканалу, це випромінювання піролітично пригнічує бактерії, але водночас викликає значно більше підвищення температури, навіть до рівня, при якому наступає рекристалізація поверхні стінки макроканалу.

Отже, здійснити бактерицидний вплив на припульпарний дентин на глибину не менше 1 мм за допустимого температурного навантаження здатні лише лазери з довжиною хвилі генерації із ближньої інфрачервоної області спектру в умовах світловодного ефекту, в даному випадку 0,810 мкм (діодний) та 1,06 мкм (Nd:YAG), що було доведено результатами наших досліджень. Нами випробувано нові оптичні волокна з конічним закінченням, що дозволяє радіально спрямовувати лазерний промінь на стінку макроканалу. Результати морфологічних досліджень поверхні стінки макроканалу з допомогою електронної сканувальної мікроскопії (рис.2) вказують на те, що використання світловодного наконечника радіального типу призводить до рівномірного опрацювання каналу по всій довжині.

Застосування наночастинок срібла в поєднанні з лазерним опроміненням показало ефективність вперше запропонованого нами методу нанодезінфекції системи каналу кореня зуба. За даними електронної сканувальної мікроскопії, стінки каналу кореня вистелені наночастинками срібла (рис.3). Окрім того, прослідковується проникнення наночастинок й у структуру дентину (див. рис.3). Глибина вільної пенетрації наночастинок срібла у дентинні канальці складає близько 20 мкм, що є надзвичайно важливим і вперше нами встановленим експериментальним фактом.



Рис. 2. Мікрофотографія поверхні стінки каналу після опромінення Er,Cr:YSGG лазером з потужністю 0,9 Вт. Характер обробки стінки однорідний Електронна мікроскопія зб.: × 100



Рис.3. Проникнення наночастинок срібла в дентинні канальці. Агломерати наночастинок (фрагмент). Глибина вільної пенетрацї наночастинок срібла 20 мкм. Електронна сканувальна мікроскопія, зб.: × 1000

З фізичної точки зору система „дентин − наночастинка” намагається прийти до термодинамічної рівноваги. Наночастинки прагнуть зайняти положення, що відповідає їх мінімальним енергетичним затратам. Такі умови вони знаходять у розвиненій системі мікроканальців дентину, проникаючи і локалізуючись в них на певній глибині, тим самим спричиняючи глибоку бактерицидну дію на патогенну мікрофлору.

Ступінь зменшення кількості колоній бактерії *E. coli* оцінювали за кількістю утворювальних одиниць колоній бактерій (КУО/мл). У групі зразків, у яких було введено розчин наночастинок срібла, кількість бактерій зменшилася на три порядки і складала 10**3**-10**4** КУО/мл (р<0.05) порівняно з контрольною групою (10**6**-10**7**  КУО/мл).

Розмір срібних включень, розміщених на різній глибині у мікроканальцях, переважно дещо більший від заявленого 15 нм розміру наночастинок (рис.3, фрагмент). Це пояснюється їх схильністю з часом до агломерацій. Цей факт відіграє й іншу, не менш визначну роль: агломерати наночастинок, розміри яких набувають виміру діаметру мікроканальців, надійно блокують виходи бактерій з периферії дентину в макроканал кореня зуба і запобігають його повторному інфікуванню.

Результати експериментальних досліджень продемонстрували ефективну дезінфекцію системи каналу кореня зуба шляхом поєднання глибокого проникнення наночастинок і їх активації випромінюванням YAG: Nd лазера. Це суттєво знижує енергетичний бар’єр необхідного лазерного впливу, не допускаючи критичного температурного навантаження і різко підвищує бактерицидний ефект. У групі 4 (табл. 1) досягається найбільший ступінь знищення бактерій - 5×10**2** КУО/мл (р<0.05) порівняно з 2 та 3 групами.

При умові опромінення, що задовільняє критерій виникнення ударної хвилі (наносекундний режим), відзначається стимульоване проникнення наночастинок у припульпарний дентин на глибину втричі більшу, ніж при вільній пенетрації – до 60 мкм.

Окрім цього, це приводить до різкого підвищення температури навколо ядра частинки внаслідок нанофотопіролізу, тобто до її додаткової активації і, відповідно, до підвищення бактерицидної здатності. Ми використали відомий факт, що коли металічні наночастинки опромінюються короткими лазерними імпульсами, їх температура може також різко підвищуватися внаслідок явища поверхневого плазмонного резонансу і навіть досягати температури вибуху наночастинки (Zharov V.P., Galitovsky V. S. 2004). Це призводить до нелінійних ефектів і супроводжується генерацією потужного механічного імпульсу, що спричиняє пошкодження мембран і апоптоз навколишніх клітин бактерій. Цей механізм реалізовано з використанням нанокомплексів Au:TiO2, відомих як фотокаталізатор і металічна наночастинка. Доведено також, що нанокомплекси благородний метал - напівпровідник (Au:TiO2) в режимі наносекундного лазерного збудження в області резонансу поверхневих плазмонів (532 нм) проявляють надзвичайно сильні каталітичні окислювальні властивості, які згубно впливають на патогенну мікрофлору каналу кореня зуба.



Таблиця 1

Вплив лазерного опромінення і наночастинок срібла на мікрофлору кореневого каналу

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| Зразки зубів | Група 1  (контрольна) | Група 2  (лазерне опромінення) | Група 3  (наночастинки срібла) | Група 4  (наночастинки срібла з наступним лазерним опроміненням) |
| Кількість колоній бактерій у зразках зубів, КУО/мл | | | | |
| 1 | 5×106 | 5×102 | 1×103 | 5×102 |
| 2 | 4,5×106 | 1×103 | 2,5×103 | 1×102 |
| 3 | 3×105 | 1×103 | 1×104 | 0 |
| 4 | 1,5×107 | 2×102 | 5×104 | 2,5×102 |
| 5 | 1×107 | 1,5×102 | 5×103 | 5×101 |
| 6 | 5×105 | 2,5×102 | 2,5×103 | 0 |
| 7 | 1×107 | 3,5×102 | 2,5×103 | 2,5×102 |
| 8 | 1×107 | 1×102 | 5×103 | 3,5×102 |
| 9 | 5×106 | 1,1×104 | 1,6×103 | 4,5×102 |
| 10 | 5×106 | 2,5×102 | 4×103 | 0 |
| 11 | 4×106 | 6×104 | 1,5×103 | 2×102 |
| 12 | 4,5×107 | 7,5×103 | 0 | 0 |
| 13 | 2×107 | 1×104 | 2,5×102 | 3,5×102 |

Одержані результати *in vitro* з дезінфекції системи каналу кореня зуба наночастинками потребують подальших клінічних випробувань і з врахуванням державних токсикологічних тестів зможуть покласти початок новому напрямку в ендодонтії – наноендодонтії.

Опрацьовані за участю автора міжнародні протоколи лазерної дезінфекції системи кореневого каналу є пріоритетними і створюють передумови до впровадження їх у клінічну практику.

**ВИСНОВКИ**

У дисертаційній роботі наведено теоретичне узагальнення і нове вирішення наукової проблеми, яке полягає в експериментальному опрацюванні нанолазерної технології дезінфекції системи каналу кореня зуба.

Проблема дезінфекції мікросистеми каналу кореня зуба вирішена шляхом експериментального обгрунтування режимів лазерної трансканальної обробки дентину з урахуванням його світловодних властивостей, нанотехнології з використанням наночастинок срібла, як бактерицидного агента пролонгованої дії та комплексного нанолазерного впливу для успішного ендодонтичного лікування.

1. Сучасне наукове підгрунтя і вже існуючі матеріальні засоби дозволяють реалізувати запатентовані нами методи нанолазерної дезінфекції не тільки системи макроканалів кореня, а й мікротубулярну систему інфікованого припульпарного дентину.

2. Просторова структура дентину, кристалічна будова й орієнтація дентинних мікроканальців зумовлює анізотропні властивості дентину, які проявляються в тому числі й у світловодних властивостях у видимій та ближній інфрачервоній області спектру, де довжина хвилі випромінювання співмірна з розмірами дентинних мікроканальців (0,5 – 2,0 мкм). Цей факт є визначальним у виборі спектрального режиму лазера для ефективної дезінфекції.

3. Доведено, що в ендодонтичних процедурах можна успішно застосовувати потужне лазерне опромінення з двоякою метою: для розпрацювання макроканалів кореня зуба з одночасною їх дезінфекцією за допомогою Er:YAG (2,94 мкм) і Er,Cr:YSGG (2,78 мкм) лазерів та для бактерицидної лазерної іригації дентинних мікроканальців за допомогою діодних і Nd:YAG (1,06 мкм) лазерів.

4. На основі запропонованої математичної моделі методом числового моделювання взаємодії лазерного випромінювання з твердими тканинами зуба розроблено програмний продукт, який надійно прогнозує безпечні температурні режими лазерного опромінення. Перебіг процесу опромінення об’єктивно контролюється запропонованим і запатентованим фотоакустичним методом.

5. Запропоновано, обґрунтовано і експериментально доведено високу ефективність наноендотехнології. Введення у макроканал кореня зуба колоїдного розчину спеціальних наночастинок або їх комплексів, наприклад срібла, призводить до їх регулярного осідання на стінках макроканалу, проникнення нанокомплексів срібла у дентинні мікроканальці на глибину до 60 мкм. Завдяки величезній сумарній ефективній поверхні вони спричиняють сильну пролонговану дезінфікувальну дію на мікросистему кореневого каналу і блокують вхід та вихід бактерій з дентинних мікроканальців у макроканал, запобігаючи повторному інфікуванню.

6. У режимі лазерної активації наночастинок і нанокомплексів -фотокаталізаторів, введених у систему кореневого каналу, досягається ефект нанофотопіролізу та підсилення ефекту фотокаталітичного окислення, в умовах поверхневого плазмонного резонансу наночастинок золота, що призводить до підсилення бактерицидної дії металічних наночастинок та нанокомплексів Au:TiO2.

**ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ**

1. При лазерному опрацюванні твердих тканин зуба слід враховувати світловодні властивості дентину у спектральному діапазоні 0,5 – 2,0 мкм .

2. Опрацювання макроканалу кореня зуба рекомендуємо проводити з використанням ербієвих лазерів для усунення змазаного шару і відкриття вічок дентинних мікроканальців в режимі ≤ 1 Вт (75 мДж) на частоті слідування імпульсів 15 Гц.

3. Лазерну дезінфекцію мікротубулярної системи каналу кореня зуба рекомендуємо проводити з використанням неодимового лазера в режимі ≤ 1,5 Вт (100мДж) або діодного лазера в режимі ≤ 2 Вт (150 мДж) на частоті слідування імпульсів 15 Гц.

4. Нанолазерну дезінфекцію системи каналу кореня зуба проводять із застосуванням колоїдного розчину наночастинок срібла в концентрації 25 мкг/мл з подальшим опроміненням неодимовим лазером в режимі 100 мДж або діодним лазером в режимі 150 мДж на частоті слідування імпульсів 15 Гц.

**СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ**

1. Бариляк А.Я. Нанолазерна дезінфекція системи кореневого каналу зуба /А.Я. Бариляк // Доповіді НАН України. – 2008. – №9. – С.180-183
2. Зубачик В.М. Обгрунтування застосування лазерного випромінювання в поєднанні з наночастинками срібла для дезінфекції каналу кореня зуба / В.М. Зубачик, А.Я. Бариляк // Современная стоматология. – 2008. − №3. – С 27-30
3. Зубачик В.М. Нанотехнології у дезінфекції каналу кореня зуба. Дослідження з використанням наночастинок срібла in vitro / В.М. Зубачик, А.Я. Бариляк // Новини стоматології. – 2008. – №2. – С. 28-32
4. Бариляк А.Я. Ефективність спектральних режимів лазерної обробки кореневого каналу і оптичні властивості дентину / А.Я. Бариляк // Фотобіологія та фотомедицина. – 2008. − № 3-4. – С. 96-103
5. Бариляк А.Я. Лазерно-ультразвукові методи діагностики в сучасній стоматології / А.Я.Бариляк, О.М.Мокрий // Фотобіологія та фотомедицина. – 2008. − № 3-4. – С. 44-49
6. Пат. 11220 Україна, МПК А 61 В 8/00; А 61 С 5/00. Спосіб діагностики та контролю тканин зуба при його обробці лазерним випромінюванням /А.Я. Бариляк, Е.Вінтнер, В.М.Зубачик, Мокрий О.М.; заявник і власник патенту Національний медичний університет ім. Д. Галицького, Національний університет “Львівська політехніка”. − № u 200505572; заявл. 10.06.2005; опубл. 15.12.2005, Бюл. №12.
7. Пат. 25845 Україна, МПК А 61 C 5/00. Спосіб дезінфекції кореневого каналу зуба /А.Я. Бариляк, Я.В. Бобицький, Й. Верніш, А. Георгополос, О.С. Заіченко, В.М. Зубачик, О.В. Зубачик, А. Морітц, О.М. Шевчук, У. Шуп; заявник і власник патенту Національний університет “Львівська політехніка”, Львівський національний медичний університет ім. Д. Галицького. − № u 200703764; заявл. 04.04.2007; опубл.27.08.2007, Бюл. №13.
8. Пат. 26224 Україна, МПК А 61 C 5/00. Спосіб дезінфекції каналу кореня зуба / А.Я. Бариляк, Я.В. Бобицький, Й. Верніш, Е. Вінтнер, А. Георгополос, О.С. Заіченко, В.М. Зубачик, А. Морітц, О.М. Шевчук, У. Шуп; заявник і власник патенту Львівський національний медичний університет ім. Д. Галицького, Національний університет “Львівська політехніка”. − № u 200704790; заявл. 28.04.2007; опубл. 10.09.2007, Бюл. №14.
9. Зубачик В.М. Світловодні властивості зуба / В.М. Зубачик, А.Я. Бариляк // Стоматологічні новини. – 2005. − № 4. − С.23−26
10. [Schoop U](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=Search&Term=%22Schoop%20U%22%5BAuthor%5D&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_DiscoveryPanel.Pubmed_RVAbstractPlus). The impact of an erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser with radial-firing tips on endodontic treatment /U. [Schoop,](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=Search&Term=%22Schoop%20U%22%5BAuthor%5D&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_DiscoveryPanel.Pubmed_RVAbstractPlus) A. [Barylyak](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=Search&Term=%22Barylyak%20A%22%5BAuthor%5D&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_DiscoveryPanel.Pubmed_RVAbstractPlus), K. [Goharkhay](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=Search&Term=%22Goharkhay%20K%22%5BAuthor%5D&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_DiscoveryPanel.Pubmed_RVAbstractPlus), F. [Beer](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=Search&Term=%22Beer%20F%22%5BAuthor%5D&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_DiscoveryPanel.Pubmed_RVAbstractPlus), J. [Wernisch](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=Search&Term=%22Wernisch%20J%22%5BAuthor%5D&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_DiscoveryPanel.Pubmed_RVAbstractPlus), A. [Georgopoulos](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=Search&Term=%22Georgopoulos%20A%22%5BAuthor%5D&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_DiscoveryPanel.Pubmed_RVAbstractPlus), W. [Sperr](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=Search&Term=%22Sperr%20W%22%5BAuthor%5D&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_DiscoveryPanel.Pubmed_RVAbstractPlus), A. [Moritz](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=Search&Term=%22Moritz%20A%22%5BAuthor%5D&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_DiscoveryPanel.Pubmed_RVAbstractPlus) // [Lasers. Med. Sci.](javascript:AL_get(this,%20'jour',%20'Lasers%20Med%20Sci.');) − 2007. − Vol. 20.− P. 83-88
11. Barylyak A.Y., Zubachyk V.M., Schoop U. The bactericidal effect of nanoparticles in combination with laser irradiation // Proc. International Conf. „Dentistry of Tomorrow – Lasers as an Integral Part?! 4th Congress of the Society for Oral Laser Applications SOLA” − Bruges (Belgium). − 2007. −P. 15.
12. Демкович І.В., Бариляк А.Я. Дослідження температурних полів в твердих тканинах зуба з врахуванням обмеженої швидкості поширення тепла // Тези ювілейної відкритої науково-технічної конференції професорсько-викладацького складу Інституту телекомунікацій, радіоелектроніки та електронної техніки Національного університету „Львівська політехніка” з проблем електроніки. – Львів: В-во НУ „Львівська політехніка”. – 2007. – С. 18.
13. Schoop U., Barylyak A., Koharkhay K., Moritz A. Innovative Delivery Systems for Endodontic Treatment // Proc. International Conf. „Dentistry of Tomorrow – Lasers as an Integral Part?! 4th Congress of the Society for Oral Laser Applications SOLA” − Bruges (Belgium). − 2007. −P. 13.
14. Бариляк А.Я. Лазерна дезінфекція і рекристалізація стінки каналу кореня зуба // Тезисы международной научно-практической конференции „Применение лазеров в медицине и бологии”. – Харьков: Из-во Харьковского национального университета им. В.Н.Каразина. – 2008. – С. 111-112.
15. Бариляк А.Я., Павлов С.В., Барило О.С.,. Шевчук О.В. Ефективність застосування лазерних технологій в стоматології // Тезисы 25 международной научно-практической конференции „Применение лазеров в медицине и биологии”. – Винница: Из-во Харьковского национального университета им. В.Н.Каразина. - 2008р. – С.14-15.
16. Бариляк А.Я., Барило О.С., Авад Ахмед. Использования метода фотоплетизмографии для оценки верхушечных периодонтитов // Тезисы международной научно-практической конференции „Применение лазеров в медицине и биологии”. – Винница: Из-во Харьковского национального университета им. В.Н.Каразина. – 2008. – С.12-13.
17. Barylyak A. Nanolasers technologies for modern endodontics. // Proc. Austrian-Ukrainian days “Nanosciences”. – Vienna (Austria). – 2008. – P. 17.
18. Зубачик В.М., Бариляк А.Я. Дезінфекція системи кореневого каналу. Лазерна нанотехнологія // Матеріали III(X) зїзду Асоціації стоматологів України. Полтава. – 2008. – С.164.
19. Бариляк А.Я. Протимікробна ефективність лазерного опромінення та наночастинок в експериментальній періодонтології // Тези науково-практичної конференції „Нові технології в стоматології”. – Тернопіль: В-во ТДМУ „Укрмедкнига”. − 2008. – С. 47-48.

**Анотація**

**Бариляк А.Я.** **Нанолазерна дезінфекція системи каналу кореня зуба (експериментальне дослідження). –** *Рукопис.*

*Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук за спеціальністю 14.01.22 – стоматологія. - Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького. – Львів, 2009.*

В роботі представлено результати експериментально-клінічних досліджень ефективності застосування нанолазерних технологій для дезінфекції системи каналу кореня зуба

Показано, що сучасне наукове підгрунтя і доступні матеріальні засоби дозволяють реалізувати запатентовані методи нанолазерної дезінфекції не тільки системи макроканалів кореня, а й мікроканальну систему інфікованого припульпарного дентину. Запропонована методика дезінфекції дентину з використанням лазерів в спектральній області, де проявляються світловодні властивості дентину. Розроблена математична модель і створено програму обрахунку температурного навантаження на періапікальні тканини при лазерній санації макроканалу. Доведено глибоке проникнення наночастинок і нанокомплексів у припульпарний дентин. У випадку наночастинок срібла показано його роль як бактерицидного агента пролонгованої дії. На основі явищ нанофотопіролізу і плазмонного резонансу на металічних наночастинках і нанокомплексах – фотокаталізаторах Au:TiO2 опрацьовано методику дезінфекції системи каналу кореня в режимах фотоактивації.

Отримані результати відкривають можливості для розвитку нового напрямку – наноендодонтії.

*Ключові слова*: лазер, дезінфекція, кореневий канал, наночастинки, фотоактивація

**Аннотация**

**Бариляк А.Я. Нанолазерная дезинфекция системы канала корня зуба (экспериментальное исследование)** – *Рукопись.*

*Диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук по специальности 14.01.22 – стоматология. Львовский национальный медицинский университет им. Данила Галицкого. – Львов, 2009.*

В работе представлены результаты экспериментально-клинических исследований эффективности применения нанолазерных технологий для дезинфекции системы канала корня зуба

Показано, что современное научное подспорье и доступные материальные средства позволяют реализовать запатентованные методы нанолазерной дезинфекции не только системы макроканалов корня, но и микроканальную систему инфицированного припульпарного дентина. Показано, что механические, оптические и акустические свойства зуба определяются его архитектоникой - его структурной и химической организацией. С точки зрения оптики структура дентина являет собой квазипериодическую структуру, которая в некоторой мере напоминает структуру двухмерного фотонного кристалла. Дентинные микроканальцы следует рассматривать как микротрубочки, стенки которых (перитубулярный дентин) имеют больший показатель преломления сравнительно с интертубулярным дентином.

Свет видимого и ближнего инфракрасного спектра с длиной волн, что соизмеримые с геометрическими размерами дентинных микроканальцев (0,5 – 2,0 мкм) наилучшим образом распространяется и не поглощается в дентине зуба вследствие, собственно, волноводного еффекта (YAG:Nd и диодные лазеры). Из-за значительного поглощения гидроксиапатитом и водой излучение эрбиевых лазеров с длиной волн 2,94мкм и 2,78 мкм не может бактерицидно действовать в глубоких слоях дентина. Их энергия превращается в тепловую уже в приповерхностных слоях. Там это излучение пиролитически угнетает бактерии, но вместе с тем вызывает значительно больший прирост температуры, вплоть до рекристаллизации поверхности стенки макроканала.

Определяется место лазерной антибактериальной терапии для задач ендодонтии, а именно - для дезинфекции микросистемы канала корня зуба и для последующей обработки поверхности стенки макроканала.

Предложена методика трансканальной дезинфекции дентина с использованием световодных наконечников радиального излучения для диодных или YAG:Nd лазеров.

С целью прогнозирования и выбора режимов лазерного излучения, обеспечивающих допустимые температурные нагрузки на периапикальные ткани, разработана математическая модель для расчета температурных полей в зоне лазерного воздействия при лазерной обработке макроканала. Создан программный продукт и интерфейс программы, который позволяет задавать безопасные режимы лазерной обработки и еффективной дезинфекции. Программа для расчета математической модели написана на языке программирования Borland Delphi 5. Она имеет удобный ручной оконный интерфейс. Сам интерфейс состоит из четырьох окон: главной части; окна ввода теплофизических, оптических параметров и параметров математической модели; окна вывода таблицы с полученными результатами; окна вывода рельефа облученной зоны зубной ткани при условии испарения.

Методами сканирующей электронной микроскопии высокого разрешения исследована морфология поверхности стенки макроканала в различных режимах лазерного облучения. Полученные результаты указывают на то, что эффективность равномерной обработки Er:YAG лазером канала по всей его длинне с использованием световодного наконечника радиального типа не подлежит сомнениям.

Разработан фотоакустический способ контроля процесса лазерной обработки твердых тканей зуба, позволяющий фиксировать момент прохождения границы между областями разной плотности.

Предложена и разработана методика нанодезинфекции микросистемы канала корня зуба на примере наночастиц серебра. Впервые доказано глубокое проникновение наночастиц и нанокомплексов в припульпарный дентин в режиме свободной пенетрации (до 20 мкм). При условии облучения, что удовлетворяет критерию возникновения ударной волны (наносекундный режим генерации) установлено стимулированное проникновение наночастиц в дентинные микроканальцы на глубину втрое больше, чем в условиях свободной пенетрации (до 60 мкм). На примере наночастиц серебра показана их роль как бактерицидного агента пролонгированного действия.

Доказано, что при введении в корневой канал коллоидного раствора наночастиц серебра в минимальной угнетающей концентрации 25 мкг/мл достигается наибольшая степень уничтожения бактерий *E. Coli* (ATCC 10536) и *Enterococcus faecalis* (ATCC 29212) - 5×102 КУО/мл, (р 0,05). Разработана методика дезинфекции системы канала корня зуба в режимах фотоактивации на основании явлений нанофотопиролиза и плазмонного резонанса на металлических наночастицах Ag и нанокомплексах – фотокатализаторах Au:TiO2.

Полученные результаты открывают возможности для развития нового направления – наноэндодонтии.

*Ключевые слова*: лазер, дезинфекция, корневой канал, наночастицы, фотоактивация.

**Summary**

**Barylyak A.Y. Nanolaser desinfection of the root canal system of tooth (experimental investigation) –** *Manuscript.*

*Dissertation is presented for receiving a scientific degree of a Candidate of Medical Science for speciality 14.01.22 – Stomatology. – Danylo Halytsky Lviv National Medical University. – Lviv, 2009.*

The experimentally clinical resuts of investigation of the efficiency of application nanolaser technologies for desinfection of the root canal system in scientific work are presented.

It is shown that modern scientific subsoil and accessible financial facilities allow to realize the patented methods of nanolaser desnfection of not only macroanatomy of root canal system, but also microanatomy of root canal system of the infected parapulpal dentine. The method of desinfection of dentine with using of lasers n a spectral region, where waveguide properties of dentine show up, is offered. A mathematical model is developed and the program of shortchanging of the temperature loading is created on periapical tissues at laser treatment of macrocanal. Deep penetration of nanoparticles and nanocomlexes in to the parapulpal dentine is proved. In the case of silver nanoparticles of his role is rotined as bactericidal agent of the prolonged action. In the basis of the phenomena of nanofotopirolize and plazmon resonance on the nanoparticles and nanocomplexes –photocatalysts of Au:TiO2 the method of the desinfection rot canal system is developed in the modes of fotoactivation. The received results open opportunities for development of a new direction – nanoendodontics.

*Key words:* apical periodontitis, laser, desinfection, root canal, nanoparticles, photoactivation.

 Для заказа доставки данной работы воспользуйтесь поиском на сайте по ссылке: <http://www.mydisser.com/search.html>