

УДК:616.314-001.35-06:616.314-002-039.77

*О. В. Павленко, О.М. Ступницька, І. Г. Чайковський, В. В. Чамата*

## ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ БЕЗПЕЧНОСТІ ЗНЯТТЯ НЕПРЯМИХ КЕРАМІЧНИХ РЕСТАВРАЦІЙ ШЛЯХОМ ПОРІВНЯННЯ ДИНАМІКИ ТЕРМОМЕТРИЧНИХ ПОКАЗНИКІВ

НМАПО ім. П. Л. Шупика, Інститут стоматології, кафедра стоматології

### Актуальність теми

Унаслідок значної міцності комплексу "тверді тканини зуба - фіксаційний цемент - непрямі керамічні реставрації" процедура дебондингу вінірів може бути довготривалою, внаслідок чого можливі перегрівання твердих тканин зуба і розвиток незворотних змін пульпи [1;2]. Навіть за оптимального вибору бора і швидкісного режиму кінетична енергія, що передається інструментом на кераміку, фіксаційний цемент і тверді тканини зуба, є надлишковою і розподіляється поверхнею нерівномірно, викликаючи дискомфорт і більші відчуття в пацієнтів [3].

Використання лазерних технологій у медицині відкрило нові можливості, які значно підвищили якість лікування. Лазерні біотехнології мають справу з живою матерією, яка становить собою багатшарові складні структури, що мають різні теплові й оптичні властивості, а це призводить до необхідності врахування анізотропії фізичних параметрів тканин і гомеостазу живого об'єкта. Розподіл температури є одним із основних параметрів у лазерних біотехнологіях. Термічні властивості біотканин визначаються їхніми теплопровідністю і теплоємністю. Частина енергії, що поглинається, викликає в робочій ділянці локальне підвищення температури. При цьому частина тепла відводиться з робочої зони за рахунок кондукції в прилеглі тканини, викликаючи небажане їх нагрівання [4;5]. Якщо в ділянці випромінювання лазерного променя є і біологічні тканини, і небіологічні матеріали, то на остаточний температурний результат впливатиме також перерозподіл температури між керамічним матеріалом, який залежатиме від його теплопровідності, та коефіцієнтами поглинання і заломлення біологічних тканин зубів [6].

**Мета:** провести експериментальне дослідження безпечності дебондингу вінірів шляхом порівняння динаміки термометричних показників.

### Матеріали і методи дослідження

Експериментальні дослідження безпечності зняття вінірів оцінювали шляхом порівняння динаміки термометричних показників усередині пульпової камери видалених зубів у проекції розташування бора/лазерного променя на вестибулярній поверхні коронки зуба. Температуру вимірювали за допомогою цифрового термометра «Uni-T 60H» («UniTrendGroup», Гонконг) із термозондом із точністю вимірювання до 0,1°C протягом 120 секунд.

Термозонд цифрового термометра вводили в коронкову частину пульпової камери. Для вищої ймовірності результатів нагріву поверхні зубів зразки перед початком утримували в термостаті протягом 30 хвилин при температурі 37°C.

Порівняльну оцінку результатів термометричних показників при виконанні процедури дебондингу вінірів проводили як серед контрольної і досліджуваної

груп, так і між підгрупами. Задля оцінки результатів термометричних показників під час зняття керамічних вінірів були створені відповідні групи.

**I група (контрольна)** - зняття керамічних вінірів із використанням турбіни і ротаційних інструментів (24 вініри): IA підгрупа - виготовлених із польвошпатної кераміки VITABLOCS MarkII, IB підгрупа - виготовлених із літій-дисилікатної кераміки IPS e.max CAD.

**II група** - зняття керамічних вінірів із використанням твердотілого лазера (Er:YAG) (32 вініри): IIA підгрупа - виготовлених із польвошпатної кераміки VITABLOCS MarkII, IIB підгрупа - виготовлених із літій-дисилікатної кераміки IPS e.max CAD.

**III група** - зняття вінірів із використанням твердотілого лазера (Er,Cr:YSGG) (34 вініри): IIIA підгрупа - виготовлених із польвошпатної кераміки VITABLOCS MarkII, IIIB підгрупа - виготовлених із літій-дисилікатної кераміки IPS e.max CAD.

### Результати досліджень та їх обговорення

Під час проведення процедури дебондингу керамічних вінірів з експериментальних зубів (табл. 1) у I групі IA підгрупі було визначено підвищення температури всередині пульпової камери з 5 сек. до 10 сек., з 15 сек. температура залишалася вищою від початкового рівня.

При початковій температурі  $37 \pm 0,1^\circ\text{C}$  через 5 сек. фіксували її підвищення всередині пульпової камери центральних і латеральних різців верхньої та нижньої щелеп у IA групі до  $41,8 \pm 1,5^\circ\text{C}$ , через 10 сек. цей показник становив  $41,6 \pm 0,9^\circ\text{C}$ , а через 20 сек. температура складала  $40,7 \pm 1,2^\circ\text{C}$ . Через 30 сек. температура незначно знижувалася до  $40,2 \pm 0,7^\circ\text{C}$ , однак залишалася вищою відносно початкового рівня і досягала початкового рівня через 120 сек. У IB підгрупі також було визначено підвищення температури всередині пульпової камери з 5 сек. до 10 сек., з 15 сек. температура залишалася вищою від початкового рівня.

При початковій температурі  $37 \pm 0,1^\circ\text{C}$  через 5 сек. фіксували її підвищення всередині пульпової камери центральних і латеральних різців верхньої та нижньої щелеп у IB групі до  $42,1 \pm 0,7^\circ\text{C}$ , через 10 сек. цей показник становив  $41,8 \pm 0,8^\circ\text{C}$ , а через 20 сек. температура складала  $41 \pm 0,7^\circ\text{C}$ . Через 30 сек. температура незначно знижувалася до  $40,4 \pm 0,5^\circ\text{C}$ , однак залишалася вищою відносно початкового рівня і досягала початкового рівня приблизно через 120 сек.

Згідно з результатами, наведеними в табл. 1, різниця між підгрупами IA і IB статистично незначима ( $p > 0,05$ ).

Середня тривалість дебондингу керамічних вінірів у I групі складала  $50 \pm 10$  секунд для обох підгруп. Максимальне значення температури під час процедури дорівнювало  $6,3^\circ\text{C}$  у IA підгрупі та  $5,8^\circ\text{C}$  у IB групі, що перевищувало критичний поріг нагріву пульпи.

Таблиця 1

Динаміка термометричних показників при проведенні процедури дебондингу вінірів у I групі дослідження (контрольна група)

Час (сек.)	IA	IB	p
0 секунд	37±0,1	37±0,1	0,999
5 секунд	41,8±1,5	42,1±0,7	0,858
10 секунд	41,6±0,9	41,8±0,8	0,870
15 секунд	40,9±0,9	41,2±0,8	0,805
20 секунд	40,7±1,2	41±0,7	0,831
25 секунд	40,4±0,9	40,7±0,5	0,773
30 секунд	40,2±0,7	40,4±0,5	0,818
35 секунд	39,7±1,5	40±0,3	0,846
40 секунд	39,4±0,9	39,6±0,3	0,835
45 секунд	39,1±1	39,3±0,2	0,846
50 секунд	39±1	39,2±0,7	0,871
60 секунд	38,1±0,9	38,4±0,9	0,815
90 секунд	38±0,9	38,3±1	0,825
120 секунд	37,6±1,4	37,9±0,8	0,854

Під час проведення процедури дебондингу керамічних вінірів з експериментальних зубів у IIA підгрупі було визначено підвищення температури всередині пульпової камери з 5 сек. до 10 сек., з 15 сек. температура залишалася вищою від початкового рівня.

При початковій температурі 37±0,1°C через 5 сек. фіксували її підвищення всередині пульпової камери

центральної і латеральної різців верхньої та нижньої щелеп у IIA підгрупі до 40,1±1°C, через 10 сек. цей показник становив 40,0±1,2°C, а через 20 сек. температура складала 39,7±0,6°C. Через 30 сек. температура незначно знижувалася до 39,6±1,2°C, однак залишалася вищою відносно початкового рівня і досягла початкового рівня через 120 сек.

Таблиця 2

Динаміка термометричних показників при проведенні процедури дебондингу вінірів у II групі дослідження

Час (сек.)	IIA	IIB	p
0 секунд	37±0,1	37±0,1	0,999
5 секунд	40,1±1	40,2±0,4	0,927
10 секунд	40,1±1,2	39,8±0,6	0,825
15 секунд	39,8±1,3	39,6±0,7	0,893
20 секунд	39,7±0,6	39,3±0,9	0,714
25 секунд	39,7±1,3	38,9±0,4	0,561
30 секунд	39,6±1,2	38,5±0,8	0,452
35 секунд	39,5±0,9	38,4±0,8	0,368
40 секунд	39,5±1,1	38,3±0,4	0,313
45 секунд	39±0,9	38,3±0,5	0,502
50 секунд	38,7±0,7	37,8±0,2	0,226
60 секунд	38,6±1,2	37,6±0,4	0,435
90 секунд	37,6±1,1	37,3±0,3	0,794
120 секунд	37,5±1,4	37,2±0,6	0,845

У IIB підгрупі також було визначено підвищення температури всередині пульпової камери з 5 сек. до 10 сек., з 15 сек. температура залишалася вищою від початкового рівня.

При початковій температурі 37±0,1°C через 5 сек. фіксували її підвищення всередині пульпової камери центральної і латеральної різців верхньої та нижньої щелеп у IIB групі до 40,2±0,4°C, через 10 сек. цей показник становив 39,8±0,6°C, а через 20 сек. температура складала 39,3±0,9°C. Через 30 сек. температура знижувалася до 38,5±0,8°C, однак залишалася вищою відносно початкового рівня і досягла початкового рівня приблизно через 120 сек.

Згідно з результатами, наведеними в табл. 2, різниця між підгрупами IIA і IIB статистично незначима (p>0,05).

Середня тривалість дебондингу керамічних вінірів у II групі склала 95±10 секунд для IIA підгрупи і 80 ±10 секунд для IIB підгрупи. Максимальне значення температури під час процедури дорівнювало 4,3°C у IIA підгрупі та 3,7 °C у IIB підгрупі, що не перевищувало критичний поріг нагріву пульпи.

Під час проведення процедури дебондингу кераміч-

них вінірів з експериментальних зубів у IIIA і IIIB підгрупах було визначено підвищення температури всередині пульпової камери з 5 сек. до 10 сек., з 15 сек. температура залишалася вищою від початкового рівня.

При початковій температурі 37±0,1°C через 5 сек. фіксували її підвищення всередині пульпової камери центральної і латеральної різців верхньої та нижньої щелеп у IIIA підгрупі до 40,1±1 °C, через 10 сек. цей показник становив 40,0±1,2°C, а через 20 сек. температура складала 38,6±0,9°C. Через 30 сек. температура незначно знижувалася до 38,5±0,6°C, однак залишалася вищою відносно початкового рівня і досягла початкового рівня через 120 сек. У IIIB підгрупі також було визначено підвищення температури всередині пульпової камери з 5 сек. до 10 сек., з 15 сек. температура залишалася вищою від початкового рівня.

При початковій температурі 37±0,1°C через 5 сек. фіксували її підвищення всередині пульпової камери центральної і латеральної різців верхньої та нижньої щелеп у IIIB групі до 39,2±0,2°C, через 10 сек. цей показник становив 39,1±0,4°C, а через 20 сек. температура складала 38,7±0,5°C. Через 30 сек. температура знижувалася до 38,4±0,6°C, однак залишалася вищою

відносно початкового рівня і досягала початкового рівня приблизно через 120 сек.

Згідно з результатами, наведеними в табл. 3, різниця між підгрупами 3А і 3Б статистично незначима ( $p>0,05$ ).

Середня тривалість дебондингу керамічних вінірів

у III групі складала  $105\pm 10$  секунд для IIIA підгрупи і  $95\pm 10$  секунд для IIIB підгрупи. Максимальне значення температури під час процедури дорівнювало  $2,8^{\circ}\text{C}$  у IIIA підгрупі та  $2,3^{\circ}\text{C}$  у IIIB підгрупі, що не перевищувало критичний поріг нагріву пульпи.

Таблиця 3  
Динаміка термометричних показників при проведенні процедури дебондингу в III групі дослідження

Час (сек.)	IIIA	Група IIIB	p
0 секунд	$37\pm 0,1$	$37\pm 0,1$	0,999
5 секунд	$39,1\pm 0,8$	$39,2\pm 0,2$	0,904
10 секунд	$39,1\pm 0,8$	$39,1\pm 0,4$	0,999
15 секунд	$38,6\pm 1,3$	$39\pm 0,9$	0,802
20 секунд	$38,6\pm 0,9$	$38,7\pm 0,5$	0,923
25 секунд	$38,5\pm 0,5$	$38,4\pm 0,7$	0,908
30 секунд	$38,5\pm 0,6$	$38,4\pm 0,6$	0,907
35 секунд	$38,4\pm 0,7$	$38\pm 0,6$	0,667
40 секунд	$38,3\pm 0,7$	$37,7\pm 0,2$	0,416
45 секунд	$38,2\pm 1,2$	$37,7\pm 0,3$	0,689
50 секунд	$37,4\pm 1,2$	$37,5\pm 0,3$	0,936
60 секунд	$37,2\pm 1,2$	$37,4\pm 0,3$	0,873
90 секунд	$37,2\pm 1,1$	$37,3\pm 0,2$	0,929
120 секунд	$37,1\pm 0,8$	$37,1\pm 0,9$	0,990

При порівнянні середніх значень термометричних показників I, II і III груп дослідження (рис.1) під час проведення процедури дебондингу керамічних вінірів з експериментальних зубів було виявлено статистично значиму різницю ( $p<0,05$ ) підвищення температури всередині пульпової камери з 5 сек. до 10 сек.

При початковій температурі  $37\pm 0,1^{\circ}\text{C}$  через 5 сек. фіксували її підвищення всередині пульпової камери

центральної і латеральної різців верхньої та нижньої щелеп у I групі до  $41,9\pm 0,7^{\circ}\text{C}$ , через 10 сек. цей показник становив  $41,7\pm 0,6^{\circ}\text{C}$ , а через 20 сек. температура складала  $40,9\pm 0,8^{\circ}\text{C}$ . Через 30 секунд температура незначно знижувалася до  $40,3\pm 0,4^{\circ}\text{C}$ , однак залишалася вищою відносно початкового рівня і досягала початкового рівня через 120 сек.

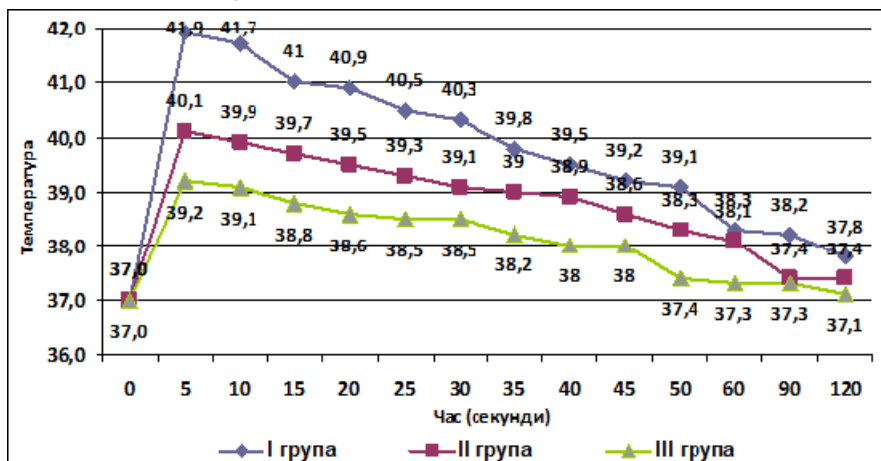


Рис. 1. Динаміка термометричних показників при проведенні процедури дебондингу керамічних вінірів

У II групі дослідження при початковій температурі  $37\pm 0,1^{\circ}\text{C}$  через 5 сек. фіксували її підвищення всередині пульпової камери центральної і латеральної різців верхньої та нижньої щелеп до  $40,1\pm 0,4^{\circ}\text{C}$ , через 10 сек. цей показник становив  $39,9\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ , а через 20 сек. температура складала  $39,5\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ . Через 30 сек. температура знижувалася до  $39,1\pm 0,3^{\circ}\text{C}$ , однак залишалася вищою відносно початкового рівня і досягала початкового рівня приблизно через 120 сек.

У III групі дослідження при початковій температурі  $37\pm 0,1^{\circ}\text{C}$  через 5 сек. фіксували її підвищення всередині пульпової камери центральної і латеральної рі-

зців верхньої та нижньої щелеп до  $39,2\pm 0,2^{\circ}\text{C}$ , через 10 сек. цей показник становив  $39,1\pm 0,3^{\circ}\text{C}$ , а через 20 сек. температура складала  $38,6\pm 0,2^{\circ}\text{C}$ . Через 30 сек. температура знижувалася до  $38,5\pm 0,3^{\circ}\text{C}$ , однак залишалася вищою відносно початкового рівня і досягала початкового рівня приблизно через 120 сек.

Максимальне середнє значення підвищення температури під час процедури дорівнювало  $5,5^{\circ}\text{C}$  у I групі,  $3,4^{\circ}\text{C}$  у II групі та  $2,3^{\circ}\text{C}$  у III групі. Термометричні показники I групи дослідження вказують на перевищення критичного порогу нагріву пульпи.

**Висновки**

Таким чином, результати експериментальної частини досліджень показали, що порівняно з традиційним методом дебондингу зняття непрямих керамічних реставрацій (вінірів) із використанням лазерної енергії ербієвого і ербій-хромового лазера не призводить до нагріву внутрішньої частини вестибулярної поверхні різців верхньої та нижньої щелеп вище критичного рівня і є цілком безпечним для пульпи, оскільки при дії лазерного випромінювання швидкість руйнування фіксаційного цементу перевищує швидкість поширення тепла всередині біологічних тканин.

Крім того, застосування твердотілого лазера Er,Cr:YSGG показало найкращу динаміку термометричних показників при проведенні процедури, максимальне середнє значення підвищення температури дорівнювало 2,3°C, що пояснюється м'якшою і лояльнішою дією цього типу лазера та може свідчити про пріоритетність вибору даного методу дебондингу.

**Література**

1. Mutlu Özcan. Adhesion concepts in dentistry: tooth and material aspects / Mutlu Özcan, Mine Dündar, M. Erhan

**Резюме**

Представлено результати термометричних показників при проведенні процедури дебондингу керамічних вінірів, згідно з якими можна стверджувати про перевагу використання лазерної енергії, яка забезпечує безпечність даної процедури, не призводить до перевищення критичного порогу нагріву пульпи, оскільки при дії лазерного випромінювання швидкість руйнування фіксаційного цементу перевищує швидкість поширення тепла всередині біологічних тканин.

**Ключові слова:** керамічні вініри, ербієвий лазер, кераміка, дебондинг вінірів.

**Резюме**

Представлены результаты термометрических показателей при проведении процедуры дебондинга керамических виниров, согласно которым можно утверждать о преимуществе использования лазерной энергии, которая обеспечивает безопасность данной процедуры, не приводит к превышению критического порога нагрева пульпы, так как при воздействии лазерного излучения скорость разрушения фиксационного цемента превышает скорость распространения тепла внутри биологических тканей.

**Ключевые слова:** керамические виниры, эрбиевый лазер, керамика, дебондинг виниров.

Çömlekoğlu //Journal of Adhesion Science and Technology. – 2012.- Vol. 26, № 24. - P. 2661-2681.

2. Laser All-Ceramic Crown Removal—A Laboratory Proof-of-Principle Study-Phase 1 Material Characteristics /Peter Rechmann, Natalie C.H. Buu, Beate M.T. Rechmann [et al.] //Lasers in Surgery and Medicine 46:628–635 (2014).- P. 628-635.
3. Er:YAG laser debonding of porcelain veneers /Natalie Buu, Cynthia Morford, Frederick Finzen [et al.] //Lasers in Dentistry XVI, Proc. of SPIE Vol. 7549 754909-1.
4. Er:YAG Laser Debonding of Porcelain Veneers /Cynthia K. Morford, Natalie C.H. Buu, Beate M.T. Rechmann [et al.] //Lasers in Surgery and Medicine 43:965–974 (2011). - P. 965-974.
5. Effects of different application durations of scanning laser method on debonding strength of laminate veneers /Mehmet Oguz Oztoprak, Murat Tozlu, Ufuk Iseri [et al.] //Lasers Med Sci (2012) 27:713–716.- P. 713-716.
6. Effects of different application durations of ER:YAG laser on intrapulpal temperature change during debonding /Didem Nalbantgil, M. Oguz Oztoprak, Murat Tozlu, Tülin Arun] //Lasers Med Sci (2011) 26:735–740.- P. 735-741.

**Стаття надійшла**  
**28.08.2017 р.**

UDC:616.314-001.35-06:616.314-002-039.77

## **EXPERIMENTAL STUDY OF THE SAFETY OF INDIRECT CERAMIC RESTORATIONS REMOVAL BY COMPARING THE DYNAMICS OF THERMOMETRIC INDICATORS**

**O.V. Pavlenko, O.M. Stupnytska, I.H. Chaikovskiy, V.V. Chamata**

Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education, Institute of Dentistry, Department of Dentistry

**Summary**

**Abstract.** Today, porcelain laminate veneers are mainly used to optimize tooth form and position, close diastema, replace discoloured or unaesthetic composite resin restorations, restore teeth with incisal abrasions or tooth erosion, and mask or reduce tooth discoloration. They are a valid alternative to complete-coverage restorations since they avoid aggressive dental preparation, thus maintaining tooth structure. However, even such high-precision restorations have a failure rate and complications.

Veneer removal is generally performed with a rotary instrument. Using this method, the veneer removal is complete, but is relatively time consuming and this technique is not ideal as the underlying tooth structure may be damaged. Moreover, the irritating noise, uncomfortable vibration and pain during veneer removal with high-speed handpieces are unpleasant for the patients. These disadvantages led to the search for new techniques for hard dental tissue removal, such as lasers, which would make treatment less painful to patients, with no need of local anaesthetics. With the recent introduction of lasers in dentistry, there may be beneficial application of lasers in removing veneers with lasers. Using an Er:YAG laser allows debonding porcelain veneers from teeth without aggressive destruction or removal of underlying tooth structure and without destroying the veneers.

**Purpose.** The aim of our experimental study was to investigate the safety of indirect ceramic restorations removal by comparing the dynamics of thermometric indicators.

**Materials and methods.** Experimental studies conducted at Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education. According to our study following groups were created: group 1 (control) – veneer removal using rotary instruments (24 veneers): IA–ceramic veneers, fabricated from VITABLOCS MarkII, IB – ceramic veneers, fabricated from IPS e.max CAD; group II – veneer removal using a solid-state laser (Er: YAG) (32 veneers): IIA – ceramic veneers, fabri-

cated from VITABLOCS MarkII, IIB - ceramic veneers, fabricated from IPS e.max CAD; group III – veneer removal using a solid-state laser (Er, Cr: YSGG) (34 veneers); IIIA – ceramic veneers, fabricated from VITABLOCS MarkII, IIIB – ceramic veneers, fabricated from IPS e.max CAD.

The intrapulpal temperature measurements were performed with thermocouple.

**Results of the study:** According to the results of our study using an Er:YAG and Er, Cr: YSGG lasers allows debonding porcelain veneers from teeth without aggressive destruction or removal of underlying tooth structure and in most cases without destroying the veneers, make veneer debonding less painful to patients. Both laser groups generated significantly less heat compared to bur group ( $p < 0,05$ ). None of the laser groups increased pulp axial wall heat temperature above the critical  $5,5^{\circ}\text{C}$  ( $3,4^{\circ}\text{C}$  for Er:YAG and  $2,3$  for Er,Cr:YSGG lasers). The bur group generated higher heat (more than  $5,5^{\circ}\text{C}$ ).

According to the results of our experimental study on thermal safety Er:YAG and Er, Cr:YSGG lasers allow to remove indirect ceramic restorations (veneers) below the critical threshold described of  $5,5^{\circ}\text{C}$  (Zach and Cohen).

**Key words:** porcelain veneers, Er:YAG laser, ceramics, veneer debonding.