

вакуумно-дугового розряда при використанні титан-кремнієвого катода. Показано, що швидкість осаження покриттів і співвідношення компонентів в конденсаті можна регулювати в широких межах шляхом зміни густоти (тиску) газової середовища, потенціала підкладки, інтенсивності і геометрії розподілу магнітних полів в системі. В умовах описаних експериментів контролюються зміни концентрації кремнію в Ti-Si-N покриттях в межах від нуля до величини, приблизно вдвічі перевищує відсотковий вміст цього елемента в катоді.

Представляється цілесообразним подальше вивчення впливу параметрів процесу осаження покриттів розглянутого типу на їх фізичні властивості та службові характеристики.

#### Література

1. И.И. Аксёнов, Д.С. Аксёнов, В.В. Васильев, А.А. Лучанинов, Е.Н. Решетняк, В.Е. Стрельницкий. Двухкатодный источник фильтрованной вакуумно-дуговой плазмы// ВАНТ, серия: "Вакуум, чистые металлы, сверхпроводники", 2008, №1, с.136 – 141.
2. A. Anders. Atomic scale heating in cathodic arc plasma deposition// Appl. Phys. Let., 2002, vol.80, pp.1100 – 1102.
3. Л.И. Майселл. Нанесение тонких плёнок катодным распылением// Физика тонких плёнок, ред. Г. Хасс и Р.Э. Тун. М. «Мир», 1968, с.59 – 134.
4. И.И. Аксёнов. Вакуумная дуга в эрозионных источниках плазмы. Харьков: ННЦ ХФТИ, 2005, 212с.

УДК 616.314-089.23

## СУЧАСНІ ПІДХОДИ ПРИ ВИБОРІ КОНСТРУКЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ МІКРО ПРОТЕЗУВАННЯ В СТОМАТОЛОГІЇ

**І.А. Шинчуковський**

Кандидат медичних наук, асистент  
Кафедра ортопедичної стоматології  
Національний медичний університет імені О.О. Богомольця  
вул. Зоологічна 1, м. Київ, Україна, 03057  
Контактний тел.:(044) 287-37-13

**В.А. Свідерський**

Доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри  
Кафедра хімічної технології композиційних матеріалів  
Національний технічний університет України "КПІ"  
пр. Перемоги 37, м. Київ, Україна, 03056  
Контактний тел.: (044) 241-76-09

*Показано особливості науково обґрунтованого підходу до вибору конструкційних стоматологічних матеріалів для формування надійного адгезійного контакту з поверхнею зубів наведено результати досліджень енергетичного стану поверхні конструкційних стоматологічних матеріалів різних видів, фіксуючих цементів та вітальних і депульпованих зубів. Встановлено наявність взаємного впливу відмічених компонентів на ефективність формування адгезійного контакту в системі поверхня зуба – фіксуючий цемент – функціональна вставка*

### 1. Вступ

Дефекти коронкової частини бокових зубів призводять до порушення функції жування, розвитку загальних деформацій, появи різних досліджень загального характеру. Найчастіше дефекти коронки зуба утворюються внаслідок карієсу, що вражає від 80 до 88

% населення, не каріозних уражень у вигляді гіпоплазії флюорозу, патологічного стирання, травми зубів.

Технологія виготовлення вкладок для заміщення дефектів зубів протягом останніх років постійно вдосконалюється, що зумовлює високу перспективу їх використання в лікувальній практиці. Вкладка може бути виготовлена з зубопротезних матеріалів різної

хімічної природи (метали, полімери, кераміка, компоненти тощо), що дозволяє свідомо делегувати їй відповідні функціональні властивості.

Мікро протезування в наш час ще не отримало достатнього поширення в практичній охороні здоров'я, що зумовлено низьким рівнем впровадження передових технологій зубного протезування, недостатнім матеріальним забезпеченням стоматологічних клінік, необґрунтовано широким застосуванням штучних коронок.

Крім того, існує цілий ряд клінічних проблем використання вкладок для заміщення дефектів зубів. Неузгодженість класифікацій, термінології, значна кількість ускладнень, що є наслідком неправильного вибору конструкцій, матеріалів і технологій виготовлення мікро протезів з урахуванням властивостей конструкційних матеріалів, зокрема їх поверхні, а також фіксуємого цементу.

Зростання вимог до конструкційних матеріалів в ортопедичній стоматології зумовлює необхідність пошуку нових підходів при їх застосуванні в лікувальній практиці. Основним для таких матеріалів, поряд з естетичними вимогами, є забезпечення ефективного функціонування зубного протеза [1].

Оцінюючи ортопедичні матеріали з позиції необхідності забезпечення їх поєднання та достатнього адгезійного контакту, необхідно відмітити складність, що полягає в суттєвих розбіжностях хімічного складу, будови та фізико – хімічних і енергетичних властивостей поверхонь. Існуючі методи та підходи при створенні ефективних зубних протезів мають переважно емпіричний характер. Оцінка якості запропонованих складів та технологій виготовлення ортопедичних стоматологічних матеріалів оцінюється по кінцевому результату, тобто терміну користування ними.

На наш погляд, проблема поєднання різних за хімічним складом та будовою матеріалів при створенні зубних протезів потребує більш глибокого фізико – хімічного підходу. Це, в першу чергу, стосується фізико – хімічних та енергетичних властивостей поверхні конструкційних матеріалів, що забезпечують необхідний рівень адгезійного контакту, в першу чергу глибиною натікання на першому етапі таких процесів, як адсорбція та змочування[2,3].

Метою роботи являється дослідження фізико- хімічних та енергетичних властивостей поверхонь конструкційних матеріалів, що широко застосовується в ортопедичній стоматології і особливостей формування адгезійного контакту.

## 2. Матеріали і методи досліджень

Враховуючи сучасні вимоги до конструкційних стоматологічних матеріалів, а також рівень їх практичного застосування, для подальших досліджень були вибрані чотири види матеріалів: сплави Cr – Ni типу “Wiroser”, акрилова пластмаса гарячого твердження типу порошок – рідина “Синма-М”. Із керамічних матеріалів вивчалися маси “IPS-Classik”. Композиційні матеріали були представлені однією із останніх розробок фірми Kuler - системою “Art-glass” (фото затверджуваний багаточастинковий матеріал, який містить більше 50мас.% мікро дисперсного вітродітного скла (з розмірами частинок 0,7 мкм). В якості фіксуємого цементів дослід-

жувались: Адгезор фати (фосфати) , UC FujiIX UP (склоіономери) та Ketac Sem radiopaque (композити). Зразки конструкційних матеріалів готувались у відповідності з вимогами технологічних інструкцій [4].

Фізико – хімічні властивості поверхні матеріалів різного хімічного складу та будови (вставки, цементу, зуби) оцінювались за такими параметрами, як змочувальність та критичний поверхневий натяг[5]. Крайові кути змочування визначались на інструментальному мікроскопі, а критичний поверхневий натяг оцінювався за методом Цісмана. В якості змочуючих рідин були вибрані спирти, що мають поверхневий натяг в межах  $2.23 - 5.94 \cdot 10^{-2}$  н/м, густину  $0,789-1,260$  г/см<sup>3</sup> та в'язкість  $0,55-0,45$ сП.

Інфрачервоні спектри вітальних та депульпованих зубів знижались з використанням спектрофотометру, Spresord-75-IR, методом нанесення на кристали KBZ суспензії, одержаної шляхом зміщення подрібненого матеріалу в ізопропіловому спирті[6].

## 3. Результати досліджень та їх обговорення

Проведені дослідження по кількісній оцінці мікрорельєфу матеріалів, які досліджувались, показали, що достовірну диференційну інформацію можна отримати лише на рівні міжмолекулярної взаємодії. Так, на прикладі етилового спирту, гліцерину та води показано, як впливає хімічна природа досліджуваних матеріалів на змочувальність (табл.1). Мінімальні значення крайових кутів змочування спостерігаються при використанні етилового спирту. Для металевих підкладок вони дорівнюють нулю, а для керамічних композиційних і полімерних складають відповідно 16-23 градуси.

Водою досліджувані матеріали змочуються гірше, ніж етиловим спиртом. Значення крайових кутів змочування складають 46–45 градусів. Поверхня композита “Artglass” має мінімальну змочувальність (значення крайового кута складає 65 градусів).

З метою кількісної оцінки енергетичного стану поверхні конструкційних матеріалів (критичного поверхневого натягу), була визначена їх змочувальність спиртами з різним поверхневим металом. Встановлено, що змочувальність підкладок коливається в межах від  $0,83-1,0$  (при  $\sigma-4,28-5,94 \cdot 10^{-2}$  н/м). Відмічено, що змочувальність сплавів “Wiroser” змінюється значніше в залежності від зміни поверхневого натягу ( $\cos \theta = 0,13-1,0$ ) в порівнянні з полімерами, керамікою та композитами ( $\cos \theta = 0,42-0,98$ ).

Таблиця 1

Крайові кути змочування( $\theta$ –град)конструкційних матеріалів, що використовуються в ортопедичній стоматології

Матеріали	Змочуюча рідина		
	Етиловий спирт	Гліцерин	Вода
Сплав “Wirocer”	0	85	52
Синма-М	23	65	56
IPS-Classik	16	56	48
Art-glass	19	63	65

Використовуючи отримані дані, по методиці Цісмана була визначена поверхнева енергія досліджува-

них матеріалів (критичний поверхневий натяг (табл. 2). Максимальні його значення  $3,42-3,45 \cdot 10^{-2}$  н/м зафіксовані для хромо – нікелевих сплавів “Wirocer”.

Мінімальна поверхнева енергія відмічена у полімеру “Синма-М” ( $1,98 \cdot 10^{-2}$  н/м). Поверхнева енергія композита “Art-glass” дещо вища і складає  $2,41 \cdot 10^{-2}$  н/м. Кераміка посідає проміжне положення між металами та полімерними матеріалами. Її критичний поверхневий натяг складає  $2,75 \cdot 10^{-2}$  н/м.

Результати оцінки змочуваності поверхні вітальних і депульпованих зубів для порівняння представлені у таблиці 3. Отримані результати дозволяють констатувати, що змочування вітальних зубів спиртами нижче, ніж депульпованих в інтервалі значень поверхневого натягу від 2,23 до  $4,28 \cdot 10^{-2}$  н/м. Значення крайового кута змочування складають 5–21 градусів та 2–14 градусів відповідно. Крайові кути змочування по воді мають значення 46 і 35 градусів відповідно.

Зафіксована різниця і енергетичного стану поверхні кісткової тканини вітальних і депульпованих зубів. Величина критичного поверхневого натягу складає відповідно  $1,98 \cdot 10^{-2}$  Н/м та  $2,43 \cdot 10^{-2}$  Н/м, тобто знаходиться на рівні поверхневої енергії полімерних і композиційних стоматологічних матеріалів.

**Таблиця 2**

Критичний поверхневий натяг конструкційних матеріалів, що використовуються в ортопедичній стоматології

Матеріал	Критичний поверхневий натяг, Н/м. $10^{-2}$
Сплав Cr–Ni “Wirocer”	3,42
Синма-М	1,98
IPS-Classik	2,41
Art-glass	2,75

**Таблиця 3**

Крайові кути змочування ( $\theta$  град) поверхні зубів

Змочуючи рідина	Вітальні	Депульповані
Етиловий спирт	5	2
Аліловий спирт	8	4
Метилловий спирт	16	9
Бензиновий спирт	21	14
Вода	46	35

Різний критичний поверхневий натяг у вітальних і депульпованих зубів можливо пояснити зміною хімічного складу останніх. Виконаний інфрачервоний спектральний аналіз вітальних зубів різного віку (ВЗ(1), ВЗ(3), ВЗ(4)) та депульпованих з різним терміном після видалення нервової тканини (ДЗ(1) – ДЗ(4)) підтвердив зроблені припущення (рис.1,2).

Загалом для досліджуваних зубів є наявність інтенсивних смуг поглинання в області  $3260-3400 \text{ см}^{-1}$ , характерних для валентних коливань поверхневих гідроксильних груп та адсорбованої води. В ІЧ – спектрах також присутні інтенсивні смуги поглинання при  $1000-1100$  та  $530-580 \text{ см}^{-1}$  властиві фосфатним іонам різної основності. Слід відмітити також деякі інтенсивні смуги поглинання при  $1410 - 1450 \text{ см}^{-1}$ , що визначають наявність карбонат-аніона та при  $1550-$

$1670 \text{ см}^{-1}$ , зумовлених деформаційними коливаннями адсорбованої води та присутністю карбонільних груп в складі досліджу вальних матеріалів.

ІЧ – спектри деяких зубів мають і свої характерні особливості. В деяких випадках, наприклад для ВЗ(3) відмічена інтенсивна смуга поглинання при  $600 \text{ см}^{-1}$ , яку можна віднести до коливань сульфат – аніону. А для взірців ДЗ(2) і ДЗ(2) зафіксовані слабкі смуги поглинання, відповідно при  $800$  і  $767 \text{ см}^{-1}$ , які можливо інтерпретувати як валентні поглинання зв'язку фосфор – сірка.

Кількісна оцінка інтенсивностей основних характеристичних смуг поглинання, що присутні в ІЧ – спектрах вітальних і депульпованих зубів (особливо характерних для поверхневих гідроксильних груп, молекул адсорбованої води та карбонільних груп) дозволено констатувати, що в останньому випадку вони на  $15 - 20\%$  вищі. Цим, на нашу думку і пояснюється більш високе (на  $3 - 11$  градусів) змочуваність депульпованих зубів полярними рідинами. Зміни хімічного складу останніх зростає і їх поверхнева енергія (до  $2,43 \cdot 10^{-2}$  н/м).

Відомо, що однією із основних умов забезпечення якісного адгезійного контакту являється наявність доброго змочування на початковому етапі його формування [2]. Досягається це підбором інгредієнтів, які приймають участь у формуванні адгезійного контакту. Вони повинні мати як можна більшу різницю поверхневих енергій. Таким чином, визнавши цей показник для зубів, які належить лікувати, можливо ціленаправлено підібрати матеріал для забезпечення ефективного проектування.

Окрім вкладок на основі розглянутих конструкційних матеріалів при мікро протезуванні використовують різні види фіксуючих цементів. Тому оцінка енергетичного стану їх поверхні має важливе значення при формуванні адгезійного контакту в системі “зуб – цемент - матеріал”.

Встановлено, мінімальні значення крайових кутів змочування поверхні кераміків спостерігаються у випадку етилового спирту. Для фосфатного цементу Адгезор файн  $\theta$  дорівнює  $3$  град., для цементів Ketac Cem radiopaque I GC Fuji IX GP вони дорівнюють  $0$ , а для матеріалу Single Bond (Adhrasive) –  $8$  градусів.

Водою досліджувані матеріали змочуються гірше в порівнянні з використаними спиртами в залежності від хімічної природи матеріалу. Значення крайових кутів змочування лежать у межах  $37-62$  град., за винятком фосфатного цементу Адгезор файн  $\theta$  дорівнює  $14$  град.

З метою кількісної оцінки енергетичного стану поверхні композиційних матеріалів (критичного поверхневого натягу) була визначена їх змочуваність. Встановлено, що в залежності від поверхневого натягу спиртів змочуваність матеріалів коливається в межах  $0,69-1,0$  для склоіономерних та композиційних цементів:  $0,97-1,0$  – для фосфатного цементу;  $0,47-0,99$  – для Single Bond (Adhrasive).

Використовуючи отримані дані, по методиці Цісма-на була визначена поверхнева енергія досліджуваних матеріалів (критичний поверхневий натяг). Максимальні його значення ( $2,25-2,60 \cdot 10^{-2}$  Н/м) – зафіксовані для склоіономерних і композиційних цементів, мінімальні ( $0,76 \cdot 10^{-2}$  Н/м) – для фосфатного цементу. Матеріал Single Bond (Adhrasive) займає проміжні положення (критичний поверхневий натяг складає  $1,95 \cdot 10^{-2}$  Н/м).

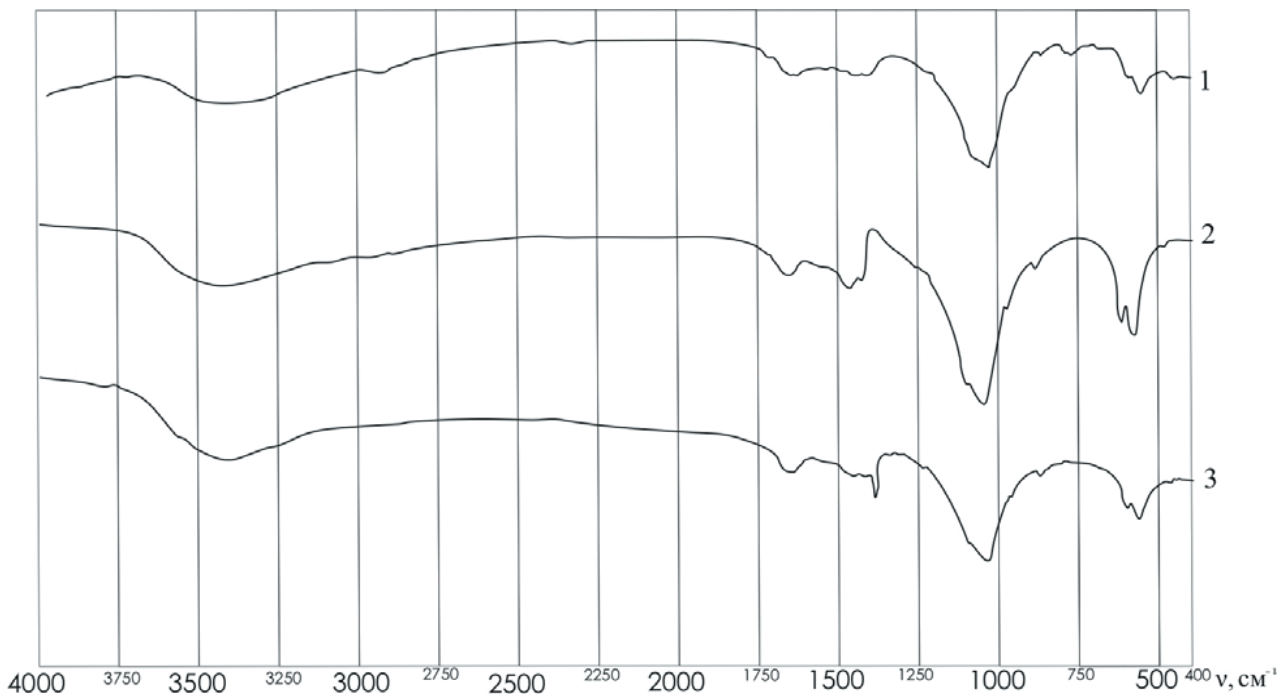


Рисунок 1. Інфрачервоні спектри вітальних зубів  
1 – ВЗ(1); 2 – ВЗ (3); 3 – ВЗ (4)

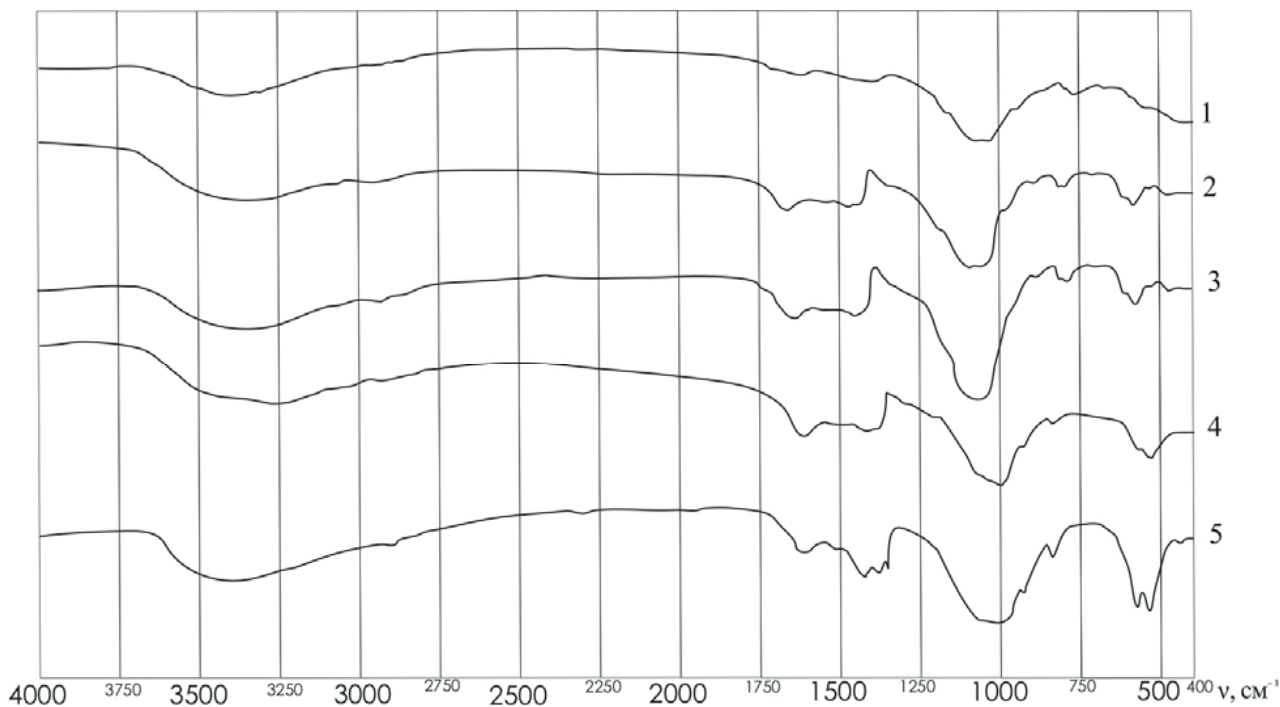


Рисунок 2. Інфрачервоні спектри депульпованих зубів  
1 - ДЗ-1; 2 - ДЗ (2); 3 - ДЗ (2)'; 4 - ДЗ (3); 5 - ДЗ (4)

Порівняльний аналіз енергетичного стану поверхні зубів, фіксуючих цементів та конструктивних вставок з даними по руйнівному навантаженню при розриві в системі „зуб-цемент-вставка” дозволяє констатувати наявність певного взаємозв'язку (см. табл. 5).

У випадку традиційних фосфатних цементів, незалежно від хімічного складу вставки, руйнівне напруження зростає із збільшенням різниці критичних поверхневих натягів для цементів та конструкційних матеріалів (відповідно з 1,65 (композити) до  $2,66 \cdot 10^{-2}$  Н/м (метал) та 0,65 до 1,54 МПа).

Аналогічна лінійна залежність, але тільки в зворотному порядку, спостерігається при використанні склоіономерного цементу Ketac Cem radiopaque. Як і в попередньому випадку, різниця в поверхневих енергіях вкладок і цементів знаходиться на рівні  $1 \cdot 10^{-2}$  Н/м. Однак, для композита „Hgt-glass” вона менша, ніж для цементу. Цим, можливо, пояснюється зворотний хід залежності, руйнівне навантаження = (σ<sub>кр</sub>). Слід також відмітити і більш стабільний характер зміни механічної міцності в системі „зуб-склоіономерний цемент-вставка” (0,3 МПа у порівнянні з 0,89 МПа у фосфатного цементу).

Таблиця 5

Руйнівне навантаження при розриві (МПа) у системі „зуб-цемент-вставка”

Матеріал вставки	Фосфатний цемент	Склоіономерний цемент	Композиційний цемент
Композит	0,65	1,31	2,90
Кераміка	0,85	1,14	4,51
Метал	1,54	1,01	3,44

Максимальне руйнівне навантаження в досліджуваній системі зафіксовано при використанні композиційних фіксуєчих цементів (2,90-4,51 МПа). Враховуючи в поверхневих енергіях вставок і цементу, але у попередніх випадках, практично не перевищує  $1 \cdot 10^{-2}$  Н/м пояснити значну механічну міцність адгезійного контакту можливо за рахунок протікання додаткового знижування в композиційному цементі при одночасній дії отверджувачів та світла [4].

Таким чином, результати виконаних досліджень дозволяють стверджувати про можливість цілеспрямованого підбору інгредієнтів зі врахуванням рівня їх поверхневої енергії (конструктивні вставки для мікропротезування, фіксуєчі цементи) для формування надійного адгезійного контакту в системі „зуб- фіксуєчий цемент- вставка”.

## Висновки

1. Виконана оцінка енергетичного стану поверхні (критичний поверхневий натяг за методикою Цісмана) основних інгредієнтів, які приймають участь у формуванні адгезійного контакту в системі „зуб- фіксуєчий цемент- вставка”. Встановлено, що знаходиться на рівні для:

- зубів (вітальні, депульповані) –  $1,99 \div 2,43 \cdot 10^{-2}$  Н/м;

- фіксуєчих цементів –  $0,76 \div 2,60 \cdot 10^{-2}$  Н/м;

- конструкційних вставок –  $1,98 \div 3,42 \cdot 10^{-2}$  Н/м.

2. Показано наявність змін в хімічному складі вітальних і депульпованих зубів, що зумовлює відмінності в енергетичному стані їх поверхні.

3. Запропоновано науково обгрунтований підхід при виборі конструкційних матеріалів і фіксуєчих цементів для формування якісного адгезійного контакту в системі „зуб-фіксуєчий цемент-функціональна вставка”. Дана кількісна оцінка ефективності застосування такого підходу.

## Література

1. Вольфганг Колер. Технічні аспекти новітніх матеріалів. –Новини стоматології. 1977. -№1. – с.24-32
2. Зимон А.Д. Адгезія пленок и покрытий. – М.: Химия, 1977.-352 с.
3. Вакула В.Л. Физическая химия адгезии полимеров.– М.: Химия. 1984. -221 с.
4. Шинчуковський І.А. Показання, клінічні особливості заміщення дефектів коронок бочкових зубів вкладками та технологія їх виготовлення. Автореферат дис. На здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук. К., 2006 -20с.
5. Пащенко А.А. Свидерский В.А. Кремнийорганические покрытия для защиты от биокоррозии. – Киев. Техника. 1988 – 136 с.
6. Горшков В.С. Методы физико-химического анализа в'язучих веществ) Горшков В.С., Тимашев В.К., Савельев В.Г. – М.: Высшая школа, 1990. -335с.