

**В.Г. Шутурмінський,  
Л.С. Кравченко**

## **ДОСЛІДЖЕННЯ НЕСПЕЦИФІЧНОЇ РЕЗИСТЕНТНОСТІ РОТОВОЇ РІДИНИ В КОРИСТУВАЧІВ ЗНІМНИМИ ЧАСТКОВИМИ ПРОТЕЗАМИ, ВИГОТОВЛЕНИМИ З РІЗНИХ МАТЕРІАЛІВ**

*Одеський державний медичний університет*

**Ключові слова:** лізоцим, імуноглобуліни А і G, нейлон, поліпропілен, частковий знімний протез

**Key words:** lysozyme, immunoglobulin A and G, nylon, polypropylene, removable partial dentures

**Резюме.** *Автори провели сравнительную характеристику состояния неспецифической резистентности ротовой жидкости у пользователей съёмными частичными пластиночными протезами, изготовленными из разных типов пластмасс. Была проанализирована динамика содержания лизоцима, SIgA, IgA, IgG в ротовой жидкости при протезировании акриловыми протезами и протезами, изготовленными из термопластов — нейлона и полипропилена. Полученные данные свидетельствуют о более устойчивой резистентности ротовой жидкости у лиц, которые пользовались безакриловыми съёмными протезами, в сравнении с акриловыми зубными протезами.*

**Summary.** *The authors conducted a comparative characteristics of the state of non-specific resistance of oral liquid in users of the removable partial dentures, made of different types of plastics. The dynamics of the content of lysozyme, SIg A, IgA, IgG in the oral liquid of patients with acrylic dentures and dentures made of thermoplastics - nylon and polypropylene was analyzed. Obtained data testify to a more steady resistance of oral liquid in those, who used nonacrylic removable dentures as compared to acrylic dental dentures.*

Актуальність теми. Застосування знімних пластинкових протезів у стоматології займає важливе місце [2]. Акрилові зубні протези дотепер є найдоступнішими для населення й досить дешевими. З усіх знімних протезів, що виготовляються, 90-95 % виконані з поліметилметакрилату.

Дані літератури свідчать, що в останні роки акрилати продовжують залишатися основними матеріалами для виготовлення знімних зубних протезів, незважаючи на появу доступних безакрилових пластмас і недорогих пластмас на основі поліпропілену (ПП) [8,9].

Тривале застосування пластинкових протезів часто приводить до серйозних ускладнень, тобто до розвитку протезних стоматитів, причому відсоток ускладнень досить високий (у межах 60-70 % протезоносіїв) [1].

Слід зазначити, що основними факторами розвитку протезного стоматиту є вплив хіміко-токсичного фактора за рахунок постійного виділення складних інгредієнтів акрилових пластмас [4, 7].

В Україні за останні 10 років досить розповсюдженим безакриловим матеріалом для базисів знімних протезів є поліпропілен [6], у Європі й Росії більше поширені матеріали на основі нейлону [5, 12].

Головна проблема акрилових пластмас — їхній негативний вплив на неспецифічну резистентність ротової рідини в протезоносіїв. Тому метою нашого дослідження було проведення порівняльної характеристики стану неспецифічної резистентності ротової рідини у хворих, яким виготовляли протези з різних пластмас.

### **МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ**

Дослідження неспецифічної резистентності ротової рідини в протезоносіїв проводили за змістом загального білка й факторів місцевого імунітету порожнини рота - активності лізоциму й рівня імуноглобулінів (секреторного імуноглобуліну SIg, Ig, Ig).

Пацієнти були розділені на 5 груп залежно від виду знімного часткового пластинкового протезування.

Перша група (63 особи) - група контролю - пацієнти, яким виготовляли часткові пластинкові протези з акрилової пластмаси «Фторакс» методом литвевого пресування.

Другу групу (64 особи) склали пацієнти, яким були виготовлені поліпропіленові протези із пластмаси «Ліпол» за методикою Е. Я. Вареса [11].

Третю групу (63 особи) склали пацієнти, яким були виготовлені протези з нейлону за технологією Валпласт [10].

Четверту групу (63 особи) склали пацієнти, яким були виготовлені поліпропіленові протези із сополімеру "Tipplon R 359" за модифікованою нами технологією.

П'яту групу (63 особи) склали пацієнти, яким було виготовлено поліпропіленові протези із сополімеру "Tipplon R 359" із поверхнею, модифікованою у плазмі тліючого розряду.

Огляди пацієнтів і дослідження даних параметрів проводили до протезування, на 7-у добу після протезування, через 1, 3, 6 міс. і через 1 рік користування протезами. У ротовій рідині проводили визначення вмісту білка за методом Lowey [3], рівня SIgA, IgA, IgG за допомогою радіальної імунодифузії в гелі за Манчіні з використанням специфічних антисироваток [10].

Концентрацію лізоциму в ротовій рідині визначали методом дифузії в агаровому гелі. Визначення концентрації лізоциму засновано на його здатності лізувати вбитий тест-мікроб, зокрема, *Micrococcus lysodeict*, суспендований в агарі [12].

Для побудови каліброваної кривої 200 мкг

кристалічного лізоциму розчиняли в 1 мл фіз-розчину й готували з нього робоче розведення з коефіцієнтом 2 (від 200 до 3,73 мкг лізоцими); кожне розведення в обсязі 0,1 мол вносили в лунки агару, що містить тест-культуру. Після 24 год. інкубації при 37 °С вимірювали зони лізису й на міліметровому папері будували калібрувальну криву, що виражала залежність між діаметром вогнища лізису культури й концентрацією лізоциму. Концентрацію лізоциму в дослідних зразках визначали по цій калібровочній кривій у точках перетинання перпендикулярів з осями абсцис і ординат.

**РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ**

Наші спостереження виявили, що паралельно із клінічними проявами впливу базисів знімних пластинкових протезів змінювався зміст білка, лізоциму й секреторного IgA у ротовій рідині протезоносіїв. Як видно з таблиці 1, у протезоносіїв акрилових протезів (1-а група) на 7-у добу, через 1 і 3 міс. після протезування відзначається збільшення вмісту білка в ротовій рідині.

*Таблиця 1*

**Динаміка вмісту білка в ротовій рідині пацієнтів до и після протезування,  $M \pm m$ , г/л**

Терміни дослідження	Групи дослідження				
	1-а	2-а	3-я	4-а	5-а
До протезування	1,38±0,10	1,26±0,08	1,41±0,10	1,40±0,09	1,43±0,11
Через 7 діб P до поч.	1,55±0,10 >0,05	1,32±0,09 >0,05	1,54±0,12 >0,05	1,48±0,08 >0,05	1,47±0,10 >0,05
Через 1 міс. P до поч.	1,62±0,09 <0,05	1,41±0,12 >0,05	1,59±0,13 >0,05	1,50±0,10 >0,05	1,45±0,07 >0,05
Через 3 міс. P до поч.	1,68±0,07 <0,05	1,36±0,10 >0,05	1,48±0,09 >0,05	1,46±0,12 >0,05	1,47±0,08 >0,05
Через 6 міс. P до поч.	1,56±0,09 <0,05	1,37±0,010 >0,05	1,46±0,09 >0,05	1,42±0,08 >0,05	1,44±0,10 >0,05
Через 1 рік P до поч.	1,50±0,09 <0,05	1,30±0,08 >0,05	1,45±0,09 >0,05	1,44±0,11 >0,05	1,42±0,12 >0,05

При цьому через 1-3 міс. після протезування в цих хворих рівень білка в ротовій рідині в 1,2 разу вище вихідного значення. До кінця спостереження відзначається його зниження, але значення вмісту білка залишаються вище вихідних, що може свідчити про наявність хронічного запального процесу. У протезоносіїв безакрилових знімних протезів підвищення рівня білка в ротовій рідині було несуттєвим. Рівень білка в

ротовій рідині у хворих із протезами, виготовленими з поліпропілену, коливався в межах вихідних значень.

У табл. 2 наведені дані про активність у ротовій рідині лізоциму, що є індикатором системи неспецифічного антимікробного захисту порожнини рота. Як показали наші дослідження, рівень лізоциму в ротовій рідині пацієнтів до протезування коливався в межах норми.

**Динаміка вмісту лізоциму в ротовій рідині пацієнтів  
до и після протезування,  $M \pm m$ , од/мл**

Терміни дослідження	Групи дослідження				
	1-а	2-а	3-я	4-а	5-а
До протезування	0,060±0,003	0,058±0,004	0,055±0,002	0,058±0,004	0,061±0,005
Через 7 діб Р до поч.	0,051±0,044 <0,05	0,520±0,002 >0,05	0,050±0,003 >0,05	0,054±0,003 >0,05	0,058±0,004 >0,052
Через 1 міс. Р до поч.	0,046±0,003 <0,05	0,050±0,003 >0,05	0,045±0,004 <0,05	0,053±0,003 >0,05	0,059±0,003 >0,05
Через 3 міс. Р до поч.	0,044±0,004 <0,05	0,052±0,003 >0,05	0,047±0,003 <0,05	0,055±0,002 >0,05	0,060±0,04 >0,05
Через 6 міс. Р до поч.	0,046±0,003 <0,05	0,054±0,004 >0,05	0,050±0,003 >0,05	0,056±0,003 >0,05	0,061±0,050 >0,05
Через 1 рік Р до поч.	0,048±0,006 <0,05	0,056±0,003 >0,05	0,053±0,004 >0,05	0,057±0,002 >0,05	0,060±0,050 >0,05

Протягом 7 діб після протезування у всіх пацієнтів відбувалося зниження рівня лізоциму, що, видимо, пов'язано з підвищенням слиновиділення, в першу чергу, з великих слинних залоз у відповідь на рефлекторне подразнення протезами.

У перші дні носіння протезів найбільш виражене зниження активності лізоциму було виявлено в ротовій рідині у хворих після протезування акриловими частковими знімними протезами.

Через 1 міс. після протезування в цій групі хворих рівень лізоциму становив у середньому (0,0460±0,0003) од/мл, а через 3 міс. - (0,044±0,004) од/мл, що в середньому в 1,3 разу нижче показника до протезування.

До кінця спостереження рівень лізоциму в цих хворих підвищувався (через 1 рік після протезування) у середньому до (0,048±0,008) од/мл, залишаючись нижче вихідних даних приблизно на 22 %.

Зниження концентрації лізоциму в ротовій порожнині в протезоносіїв безакрилових протезів (2-а й 3-я групи) через 1-3 міс. було виражено в меншому ступені, а через 6 міс. - відзначалася

тенденція до відновлення показника рівня лізоциму.

В окремий термін у носіїв протезів із сополімеру «Ліпол» (2-а група) і протезів, виготовлених з нейлону (3-я група), рівень лізоциму досягав вихідних значень. Показники рівня лізоциму у хворих, запротезованих протезами із сополімеру ПП «Tipplen R359», обробленими в плазмі тліючого розряду (4-а й 5-а групи хворих), у процесі спостереження коливалися в межах вихідних значень, зберігаючись на досить високому рівні.

Стабільність отриманих результатів, оцінювана в окремий термін спостереження, підтвердилася клінічними оглядами.

Як показали наші дослідження, після протезування акриловими знімними протезами у хворих у ротовій рідині концентрація SIg підвищується в середньому з (0,40±0,03) до (0,45±0,03) г/л на 7-у добу й до (0,52±0,02) г/л - через 1 міс., тобто в 1,1 і 1,3 разу відповідно. Через 3 міс. після протезування спостерігається тенденція до зниження рівня SIgA, але й у віддалений термін протезоносіння він залишається, у середньому, на 17,5 % вище вихідних значень (табл. 3).

Таблиця 3

**Динаміка вмісту SIgA в ротовій рідині пацієнтів до и після протезування, M±m, г/л**

Терміни дослідження	Групи дослідження				
	1-а	2-а	3-я	4-а	5-а
До протезування	0,40±0,01	0,36±0,02	0,38±0,03	0,42±0,02	0,40±0,01
Через 7 діб p до поч.	0,45±0,02 <0,05	0,39±0,01 >0,05	0,41±0,02 >0,05	0,44±0,02 >0,05	0,42±0,02 >0,05
Через 1 міс. p до поч.	0,52±0,02 <0,05	0,42±0,01 <0,05	0,43±0,03 >0,05	0,45±0,01 >0,05	0,42±0,03 >0,05
Через 3 міс. p до поч.	0,49±0,02 <0,05	0,42±0,02 <0,05	0,41±0,02 >0,05	0,43±0,02 >0,05	0,40±0,02 >0,05
Через 6 міс. p до поч.	0,47±0,01 <0,05	0,39±0,02 >0,05	0,40±0,02 >0,05	0,42±0,02 >0,05	0,39±0,02 >0,05
Через 1 рік p до поч.	0,47±0,02 <0,05	0,39±0,03 >0,03	0,40±0,01 >0,05	0,42±0,02 >0,05	0,40±0,01 >0,05

У носіїв протезів із сополімеру «Ліпол» і протезів із нейлону підвищення вмісту SIgA у ротовій рідині через 7 діб і через 1 міс. не було настільки виражене, а через 3 міс. протезоносіння у цих хворих даний показник виявив тенденцію до нормалізації.

У хворих 4-ї і 5-ї груп, запротезованих протезами із сополімеру ПП «Tipplen R359», значення SIgA коливалися в межах вихідних значень протягом спостереження. Можна припустити, що тривале підвищення концентрації SIgA у хворих 1-ї групи, яким були виготовлені акрилові зубні

протези, мало захисно-компенсаційний і анти-мікробний характер.

У таблиці 4 надані результати визначення в ротовій рідині змісту IgG. Із цих даних видно, що в процесі протезування у хворих відбулося збільшення змісту IgG на 7-у добу й через 1 міс. після протезування. Однак у той час, як у протезоносіїв акрилових протезів рівень IgG підвищений протягом усього часу спостереження, у хворих, яким виготовляли безакрилові протези, рівень IgG перебуває в межах вихідних значень.

Таблиця 4

**Динаміка вмісту IgG в ротовій рідині пацієнтів до и після протезування, M±m, г/л**

Терміни дослідження	Групи дослідження				
	1-а	2-а	3-я	4-а	5-а
До протезування	0,68±0,02	0,59±0,03	0,70±0,02	0,65±0,02	0,67±0,02
Через 7 діб	0,73±0,03	0,62±0,01	0,73±0,03	0,74±0,03	0,70±0,03
Через 1 міс.	0,88±0,02	0,69±0,02	0,76±0,02	0,72±0,02	0,70±0,03
Через 3 міс.	0,80±0,04	0,66±0,01	0,73±0,03	0,66±0,03	0,65±0,04
Через 6 міс.	0,82±0,03	0,62±0,02	0,72±0,02	0,65±0,04	0,56±0,02
Через 1 рік	0,75±0,02	0,60±0,01	0,70±0,01	0,62±0,03	0,52±0,03

**ПІДСУМОК**

Зміну вмісту лізоциму в ротовій рідині протезоносіїв можна віднести за рахунок впливу механічного фактора й хімічного складу базису протеза, а також особливостей організму протезоносіїв. Механічний фактор (тиск базису протеза на слизову порожнини рота й альвеолярний відросток) при наявності знімних протезів при-

сутній навіть при найбільш вдалій конструкції протеза й бездоганному технічному його виконанні. Тому вплив механічного фактора завжди

присутній у тому або іншому ступені, й ліквідувати його неможливо, тому що жувальний тиск передає навантаження через слизову оболонку за допомогою гінгіво-мускульного рефлек-

су. Динаміка вміни змісту SIgA і IgG у ротовій рідині носіїв протезів із поліпропілену свідчить про прояви більш вираженої захисної анти-

мікробної реакції організму пацієнтів після протезування цим видом протезів.

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Жолудев С. Е. Опыт использования ацетатной пластмассы Dental D в ортопедической стоматологии / С.Е. Жолудев // Уральский стоматологический журнал. — 2001. — № 2. — С. 20-22.
2. Лабунець В.А. Розробка наукових основ планування стоматологічної ортопедичної допомоги на сучасному етапі її розвитку: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня д-ра мед. наук : спец. 14.00.22 / В.А. Лабунець. — К., 2000. — 36 с.
3. Левицкий А. П. Лизоцим вместо антибиотиков / А.П. Левицкий. — Одесса.: КП ОГТ, 2005. — 74с.
4. Поиск альтернативных полиметилметакрилатов для съёмного протезирования: обзор / М. З. Каплан, А. С. Григорян, З. П. Антипова, Х. Р. Тигранян // Стоматология для всех. — 2007. — № 2. — С. 12-17.
5. Руководство по изготовлению стоматологических протезов и аппаратов из термопластов медицинской чистоты / под ред. Э. Я. Вареса. — Донецк : Норд компьютер, 2002. - 276 с.
6. Рыжова И.П. Изготовление временных ортопедических конструкций современной технологией термического прессования / И. П. Рыжова // Современная ортопедическая стоматология. — 2006. — № 5.—С.96-97.
7. Чулак Л.Д. Технология изготовления биоинертных зубных протезов / Л.Д. Чулак, А.А. Бас, В. . Вальда. — Одесса : ОДМУ, 2005. — 206с.
8. Comparison of the dimensional accuracy of injection — molded denture base materials to that of conventional pressure pack acrylic resin / A. Parvizi, T. Lindquist, R. Schneider [et al.] // J. Prosthodontics. — 2004. — Vol. 13, N 2. — P. 83-89.
9. Jiao T. Blood transfer characteristics of unilateral distal extension removable partial dentures with polyacetal resin supporting components / T. Jiao, T. Chang, A.A. Caputo // Australian Dental J. — 2009. — Vol. 54, N 1.— P. 31-37.
10. Manchini C. Immunochemical quantitation of antigens by single radial immunodiffusion / C. Manchini, H. O. Garbonara, S. F. Heremans // Immunochemistry. — 1965. — Vol. 2, N. 6. — P. 234-235.
11. Protein measurement with folin phenol reagent / O.H. Lowry, N. J. Rosebrough, A.V. Farr, R. J. Randall // J. Biol. Chem. — 1951. — Vol. 193. — P. 265-275.
12. Valplast — уверенность в себе // Современная ортопедическая стоматология. — 2006. — N 5. — С. 100-102.

