

нівський огляд засвідчив, що доказів замало [14]. З будь-якими кінцевими висновками стосовно порівняння видів лікування слід зачекати до завершення досліджень (DECRAIN та Rescue ICP), які наразі тривають. Тим же часом, результати даного дослідження повинні надати впевненості практикуючим лікарям, які застосовують цю процедуру для лікування ВЧТ, що неможливо контролювати консервативними засобами.

### Висновки

1. Своєчасно проведена ДК дозволяє урятувати життя більшості хворих (50,7 %) з тяжкою ЧМТ і неконтрольованою ВЧГ зі збереженням доволі високої якості життя у потерпілих, що вижили.
2. Сприятливий результат лікування (бали 4 або 5 за ШНГ) у хворих із тяжкою ЧМТ, яким проведено ДК, отримано у 38,7 % спостережень.
3. Середнє значення якості життя (QOL) серед пацієнтів, що вижили, дорівнює близько 73 % від оцінки нормального стану здоров'я.

### ЛІТЕРАТУРА

1. Decompressive craniectomy in traumatic brain injury: the randomized multicenter RESCUE-icp study ([www.RESCUEicp.com](http://www.RESCUEicp.com)) / P. J. Hutchinson, E. Corteen, M. Czosnyka [et al.] // *Acta Neurochir. Suppl.* – 2006. – Vol. 96. – P. 17–20.

2. *Intracranial pressure: to monitor or not to monitor? A review of our experience with severe head injury* / R. K. Narayan, P. R. Kishore, D. P. Becker [et al.] // *J. Neurosurgery.* – 1982. – Vol. 56. – P. 650–659.

3. *Outcome following decompressive craniectomy for malignant swelling due to severe head injury* / B. Aarabi, D. C. Hesdorffer, E. S. Ahn [et al.] // *J. Neurosurg.* – 2006. – Vol. 104. – P. 469–479.

4. *Decompressive craniectomy for traumatic brain injury: patient age and outcome* / A. Pompucci, P. De Bonis, G. Petrella [et al.] // *J. Neurotrauma.* – 2007. – Vol. 24. – P. 1182–1188.

5. *Пат. 56155 Україна, МПК (2011.01) А61В17/00. Спосіб хірургічного лікування тяжкої черепно-мозкової травми, що супроводжується ознаками скронево-тенторіального вклинення мозку* / Є. Г. Педаченко, Л. А. Дзяк, А. Г. Сірко, Г. С. Пилипенко; заявник і патентовласник ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А. П. Ромоданова АМН України». — № 201004319; заявл. 13.04.2010; опубл. 10.01.2011, Бюл. № 1.

6. *Сучасні аспекти діагностики, лікування та профілактики внутрішньочерепної гіпертензії при тяжкій черепно-мозковій травмі: метод. рекомендації* / Л. А. Дзяк, Є. Г. Педаченко [та ін.]. — К., 2010. — 16 с.

7. *Disability after severe brain injury: observations on the use of the Glasgow Outcome scale* / B. Jennett, J. Snok, M. R. Bond [et al.] // *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry.* – 1981. – Vol. 44. – P. 285–293.

8. *Педаченко Е. Г. Оценка качества жизни больных после черепно-мозговой травмы: современные*

*подходы* / Е. Г. Педаченко, А. П. Гук // *Украинский нейрохирургический журнал.* – 2007. – № 4. – С. 40–42. (Критерии качества жизни больных после нейрохирургических вмешательств: материалы науч.-практ. конф. нейрохирургов Украины. АР Крым, Коктебель, 27–28 сентября 2007 г.)

9. *Management of unruptured intracranial aneurysm in Japan: a Markovian decision analysis with utility measurements based on the Glasgow Outcome Scale* / N. Aoki, T. Kitahara, T. Fukui [et al.] // *Med. Decis. Making.* – 1998. – Vol. 18. – P. 357–364.

10. *Decompressive craniectomy for severe traumatic brain injury: evaluation of the effects at one year* / J. Albanese, M. Leone, J. R. Alliez [et al.] // *Crit. Care Med.* – 2003. – Vol. 31. – P. 2535–2538.

11. *Outcome after decompressive craniectomy for the treatment of severe traumatic brain injury* / J. L. Howard, M. D. Cipolle, M. Anderson [et al.] // *J. Trauma.* – 2008. – Vol. 65. – P. 380–386.

12. *Decompressive craniectomy for severe head injury in patients with major extracranial injuries* / U. Meier, J. Lemcke, T. Reyer [et al.] // *Acta Neurochir. Suppl.* – 2006. – Vol. 96. – P. 373–376.

13. *Surgical complications secondary to decompressive craniectomy in patients with a head injury: a series of 108 consecutive cases* / X. F. Yang, L. Wen, F. Shen [et al.] // *Acta Neurochir (Wien).* – 2008. – Vol. 150. – P. 1241–1248.

14. *Sahuquillo J. Decompressive craniectomy for the treatment of refractory high intracranial pressure in traumatic brain injury* / J. Sahuquillo, F. Arican // *Cochrane Database Syst. Rev.* – 2006. – CD003983.

УДК 616.314-089:11-089.28-611

В. А. Лабунец, Ю. Л. Чулак-Колотилина

## ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПРОЧНОСТИ СОЕДИНЕНИЯ В СИСТЕМЕ «КОРЕНЬ ЗУБА-ЦЕМЕНТ-ВКЛАДКА» ПРИ РАЗРАБОТКЕ РАЗБОРНЫХ КУЛЬТЕВЫХ КОНСТРУКЦИЙ

Одесский национальный медицинский университет,  
Государственное учреждение «Институт стоматологии НАМН Украины», Одесса

### Актуальность темы

Актуальность проблемы сохранения устойчивых зубов с разрушенной коронковой час-

тью на 2/3 и более, в первую очередь, обусловлена тем, что пародонт, осуществляющий ряд функций, таких как удержание зуба в альвеоляр-

ной кости, амортизация жевательных нагрузок, участие в защите и в обмене веществ, играет также важную сенсорную, секреторную и пласти-



ческую роли, при сохранении разрушенных зубов сохраняет все свои свойства [1].

Стоматологи-ортопеды часто в своей практике сталкиваются с ситуацией, когда во рту от зуба остается лишь устойчивый корень, а коронковая часть отсутствует. Их восстановление позволяет сохранить расположенные рядом зубы интактными, а также дает возможность зафиксировать несъемный протез во избежание изготовления съемной конструкции. Также можно использовать такие корни как опору под аттачмены или телескопические коронки, в особенности это касается дистальных опор в зубных рядах.

В настоящее время для восстановления разрушенных зубов предлагаются так называемые культевые вкладки. Технология их изготовления не отличается значительной сложностью, но при применении индивидуального литья необходимо специальное оборудование.

На сегодняшний день изучено несколько методик восстановления коронковой части зуба. Их условно можно разделить на две большие группы. К первой группе относятся методы, предусматривающие использование различного рода штифтов: анкерных, стекловолоконных, карбоновых, композитных и т. д. [2].

Ко второй группе принадлежат методики, предусматривающие изготовление штифтовых зубов различных конструкций [3].

Современная ортопедическая стоматология активно использует только один вид штифтовых зубов — литая культевая вкладка и отдельная коронка. Также существует безштифтовая методика восстановления культы зуба с помощью адгезивной техники, но она не актуальна, так как не

является прочной конструкцией [4].

Методика восстановления культы зуба «на штифте» имеет ряд недостатков, существенным из которых является тот факт, что штифт и материал культевой части раздельны. Культевая вкладка же представляет собой единую систему «штифт-культа» и механически предпочтительней. Однако изготовление культовых вкладок для многокорневых зубов весьма затруднено, поскольку угол конвергенции вертикальных осей их корневых каналов зачастую равен 30–40° и более [5].

Варианты изготовления литых вкладок в многокорневые зубы могут быть различны по методам, но принципиально суть их остается одина — так как при невозможности изготовления цельной конструкции, в силу большого углового расхождения корневых каналов зуба, конструкция должна быть разборной и состоять из нескольких частей; впоследствии она должна быть собрана и надежно зафиксирована в зубе [6].

Изготовить качественную разборную вкладку в полости рта весьма затруднительно, поэтому врачи отдают предпочтение лабораторному методу их изготовления. Также весьма проблемным остается и место прилегания такой вкладки к тканям зуба, поскольку неточности при фиксации фрагментов приводят к смещению вкладки относительно дна полости и стенок канала [7].

Учитывая все вышеизложенное, становится понятной актуальность вопросов разработки и совершенствования методов сохранения разрушенных тканей зуба при помощи культовых вкладок — самого перспективного направления в данной ситуационной проблеме.

## Материалы и методы исследования

Для выполнения поставленных задач исследования нами разработана конструкция культевой штифтовой вкладки, отличающаяся тем, что в многокорневые зубы с помощью фрезерования мест соединений составных частей и образования замкового соединения изготавливается конструкция. С этой целью после эндодонтического лечения и разработки корневых каналов с помощью Peeso reamers (Largo) получали рабочий оттиск винилполисилоксановым материалом, изготавливали мастер-модель. После этого приступали к изготовлению вкладки. Сначала в параллелометре изучались глубина и ширина корневых каналов, оценивался угол конвергенции их осей.

Затем моделировалась из воска дистальная либо небная часть вкладки (фиксирующаяся в наиболее широкий канал), фрезеровалось замковое «депо». Заготовка отливалась в металле. Использовали кобальтохромовые сплавы (КХС), реже серебряно-палладиевые (в случае наличия хронических очагов воспаления за верхушкой).

После этого выполнялись полировка фрагмента и фрезеровка места замкового соединения. Моделировался медиальный либо щечный фрагмент вкладки и изготавливался в металле. После припасовки фрагментов друг к другу и полировки второго фрагмента готовая разборная вкладка передавалась в клинику. Фиксация проводилась на стеклоиономерный цемент.

Для оценки качества методики нами был проведен ряд физико-механических исследований.

Испытание на адгезию выполнялось на разрывной ма-



Таблица 1

**Исследование адгезии в модели «вкладка-корень»,  
изготовленной из кобальтохромового сплава,  
фиксированной на стеклоиономерный цемент «Шофу», Н/м<sup>2</sup>**

$A_i$	$\langle A \rangle$	$\Delta A$	$\Delta A_i^2$	$t_s$	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(\Delta A_i^2)}{n(n-1)}}$	$\Delta A = \sigma \cdot t_s$
1. $3,0 \cdot 10^6$	$3,32 \cdot 10^6$	$0,32 \cdot 10^6$	$0,1024 \cdot 10^{12}$	2,8	$1,593 \cdot 10^5$	$4,46 \cdot 10^5$
2. $3,5 \cdot 10^6$		$-0,18 \cdot 10^6$	$0,0324 \cdot 10^{12}$			
3. $3,0 \cdot 10^6$		$0,32 \cdot 10^6$	$0,1024 \cdot 10^{12}$			
4. $3,2 \cdot 10^6$		$0,20 \cdot 10^6$	$0,040 \cdot 10^{12}$			
5. $3,8 \cdot 10^6$		$-0,48 \cdot 10^6$	$0,2304 \cdot 10^{12}$			

Примечания: 1. В табл. 1–9:  $\langle A \rangle$  — абсолютная погрешность данного измерения.

2.  $A = (3,32 \pm 0,44) \cdot 10^6$  Н/м<sup>2</sup>.

Таблица 2

**Исследование адгезии в модели «вкладка-корень»,  
изготовленной из кобальтохромового сплава,  
фиксированной на стеклоиономерный цемент «Мерон», Н/м<sup>2</sup>**

$A_i$	$\langle A \rangle$	$\Delta A$	$\Delta A_i^2$	$t_s$	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(\Delta A_i^2)}{n(n-1)}}$	$\Delta A = \sigma \cdot t_s$
1. $3,0 \cdot 10^6$	$3,42 \cdot 10^6$	$0,32 \cdot 10^6$	$0,1020 \cdot 10^{12}$	2,8	$2,6 \cdot 10^5$	$7,25 \cdot 10^5$
2. $3,2 \cdot 10^6$		$0,22 \cdot 10^6$	$0,0400 \cdot 10^{12}$			
3. $3,6 \cdot 10^6$		$-0,18 \cdot 10^6$	$0,0320 \cdot 10^{12}$			
4. $3,4 \cdot 10^6$		$0,22 \cdot 10^6$	$0,0004 \cdot 10^{12}$			
5. $3,8 \cdot 10^6$		$-0,36 \cdot 10^6$	$0,1290 \cdot 10^{12}$			

Примечание.  $A = (3,42 \pm 0,72) \cdot 10^6$  Н/м<sup>2</sup>.

Таблица 3

**Исследование адгезии в модели «вкладка-корень»,  
изготовленной из кобальтохромового сплава,  
фиксированной на стеклоиономерный цемент «Кетак-Цем», Н/м<sup>2</sup>**

$A_i$	$\langle A \rangle$	$\Delta A$	$\Delta A_i^2$	$t_s$	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(\Delta A_i^2)}{n(n-1)}}$	$\Delta A = \sigma \cdot t_s$
1. $2,1 \cdot 10^6$	$1,78 \cdot 10^6$	$-0,32 \cdot 10^6$	$0,102 \cdot 10^{12}$	2,8	$1,104 \cdot 10^5$	$3,09 \cdot 10^5$
2. $1,9 \cdot 10^6$		$-0,12 \cdot 10^6$	$0,014 \cdot 10^{12}$			
3. $1,8 \cdot 10^6$		$-0,02 \cdot 10^6$	$0,004 \cdot 10^{12}$			
4. $1,5 \cdot 10^6$		$0,28 \cdot 10^6$	$0,078 \cdot 10^{12}$			
5. $1,6 \cdot 10^6$		$0,18 \cdot 10^6$	$0,032 \cdot 10^{12}$			

Примечание.  $A = (1,78 \pm 0,31) \cdot 10^6$  Н/м<sup>2</sup>.

шине MPC-500, предназначенной для испытания образцов как на разрыв, так и на сжатие при нормальных температурах (ГОСТ 1491-91).

Испытания проводились на моделях, представляющих зубные корни, штифты из трех разных сплавов (KXC, Wirocer, Wirobond), цементированные тремя стеклоиономерными цементами: «Шофу», «Мерон», «Кетак-Цем».

**Результаты исследований и их обсуждение**

В качестве материалов для культовых вкладок использовались сплавы KXC, Wirocer и Wirobond, а в качестве цемента — стеклоиономерные цементы «Шофу», «Мерон» и «Кетак-цем». Основу сплавов KXC составляет кобальт (66–67 %), обладающий высокими механическими качествами, хром (26–30 %), никель (3–5 %). В сумме содержание хрома, кобальта и никеля, по требованию международного стандарта, должно быть не менее 85 %. Эти элементы образуют основную фазу-матрицу сплава. Кроме этого, в сплав могут быть добавлены молибден (4 %), марганец (0,5 %), галлий (2 %), кремний (1 %), азот (0,1 %). Температура плавления KXC равна 1458 °С, минимальная величина предела прочности при растяжении — 62 кН/см<sup>2</sup>. Сплав Wirobond состоит из кобальта (61 %), хрома (26 %), молибдена (6 %), вольфрама (5 %), кремния (1 %), железа (0,5 %), церия (0,5 %), углерода (0,02 %). Сплав Wirocer состоит из никеля (66 %), хрома (22 %), молибдена (98 %), кремния (1,6 %), железа (0,5 %).

Обработка результатов измерений вкладок, изготовленных из KXC, на основе теории погрешностей дала результаты, представленные в табл. 1–3, где  $A_i$  — адгезия данного измерения;  $\langle A \rangle$  — среднее

значение адгезии измеряемой величины;  $\Delta A_i$  — абсолютная погрешность адгезии данного измерения;  $\sigma$  — среднеквадратичная ошибка измерений;  $\Delta A$  — абсолютная погрешность измеряемой адгезии;  $n$  — число измерений;  $t_s$  — коэффициент Стьюдента, для  $n = 5$   $t_s = 2,8$ .

Анализ исследования адгезии вкладок из KXC показал, что наиболее высокие значе-

ния, а именно  $(3,42 \pm 0,72) \times 10^6$  Н/м<sup>2</sup>, были продемонстрированы при фиксации вкладок на цемент «Мерон».

Обращает на себя внимание, что цементы «Шофу» и «Мерон» дали практически одинаковые результаты в отличие от материала «Кетак-Цем», результаты применения которого показали адгезию на 47,9 % хуже показателя цемента «Мерон».



Обработка результатов измерений вкладок, изготовленных из сплава Wirocer, на основе теории погрешностей дала результаты, представленные в табл. 4–6.

Анализируя полученные результаты, следует отметить аналогичные тенденции в адгезивных показателях, как и в исследованиях сплава КХС.

Так, наибольший показатель адгезии был отмечен при применении для фиксации конструкции цемента «Кетак-Цем».

Однако при применении данного фиксационного материала в группе сплава Wirocer достоверность полученных результатов была не достаточно высокой ( $p > 0,05$ ).

При изучении результатов измерений вкладок, изготовленных из сплава Wirobond, на основе теории погрешностей были получены результаты, представленные в табл. 7–9.

Интересным нам кажется тот факт, что при применении сплава Wirobond наибольшей адгезивной способностью обладал цемент «Шофу». Следовательно, для каждого сплава характерна индивидуальная адгезивность, связанная со структурной и химической особенностью сплава.

Прочность связи при применении сплава Wirobond и фиксации на цемент «Шофу» на 27,5 % выше по сравнению с аналогичными показателями при фиксации на «Кетак-цем».

## Выводы

Исходя из результатов, полученных при исследованиях, прочность в системе «корень зуба-вкладка» зависит от сплава, применяемого для литья вкладки, и состава фиксационного стеклоиономерного цемента.

Согласно полученным данным, наибольшей адгезией обладает система «вкладка-

Таблица 4

### Исследование адгезии в модели «вкладка-корень», изготовленной из сплава Wirocer, фиксированной на стеклоиономерный цемент «Шофу», Н/м<sup>2</sup>

$A_i$	$\langle A \rangle$	$\Delta A$	$\Delta A_i^2$	$t_s$	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(\Delta A_i^2)}{n(n-1)}}$	$\Delta A = \sigma \cdot t_s$
1. $1,1 \cdot 10^6$	$1,32 \cdot 10^6$	$0,22 \cdot 10^6$	$0,048 \cdot 10^{12}$	2,8	$0,732 \cdot 10^5$	$2,049 \cdot 10^5$
2. $1,2 \cdot 10^6$		$0,12 \cdot 10^6$	$0,014 \cdot 10^{12}$			
3. $1,4 \cdot 10^6$		$-0,08 \cdot 10^6$	$0,006 \cdot 10^{12}$			
4. $1,6 \cdot 10^6$		$-0,28 \cdot 10^6$	$0,078 \cdot 10^{12}$			
5. $1,3 \cdot 10^6$		$0,02 \cdot 10^6$	$0,004 \cdot 10^{12}$			

Примечание.  $A = (1,320 \pm 0,205) \cdot 10^6$  Н/м<sup>2</sup>.

Таблица 5

### Исследование адгезии в модели «вкладка-корень», изготовленной из сплава Wirocer, фиксированной на стеклоиономерный цемент «Мерон», Н/м<sup>2</sup>

$A_i$	$\langle A \rangle$	$\Delta A$	$\Delta A_i^2$	$t_s$	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(\Delta A_i^2)}{n(n-1)}}$	$\Delta A = \sigma \cdot t_s$
1. $1,3 \cdot 10^6$	$1,34 \cdot 10^6$	$0,02 \cdot 10^6$	$0,0016 \cdot 10^{12}$	2,8	$0,85 \cdot 10^5$	$2,37 \cdot 10^5$
2. $1,6 \cdot 10^6$		$-0,26 \cdot 10^6$	$0,0670 \cdot 10^{12}$			
3. $1,2 \cdot 10^6$		$0,14 \cdot 10^6$	$0,0190 \cdot 10^{12}$			
4. $1,1 \cdot 10^6$		$0,24 \cdot 10^6$	$0,0570 \cdot 10^{12}$			
5. $1,5 \cdot 10^6$		$-0,16 \cdot 10^6$	$0,0250 \cdot 10^{12}$			

Примечание.  $A = (1,340 \pm 0,237) \cdot 10^6$  Н/м<sup>2</sup>.

Таблица 6

### Исследование адгезии в модели «вкладка-корень», изготовленной из сплава Wirocer, фиксированной на стеклоиономерный цемент «Кетак-Цем», Н/м<sup>2</sup>

$A_i$	$\langle A \rangle$	$\Delta A$	$\Delta A_i^2$	$t_s$	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(\Delta A_i^2)}{n(n-1)}}$	$\Delta A = \sigma \cdot t_s$
1. $2,0 \cdot 10^6$	$1,82 \cdot 10^6$	$-0,18 \cdot 10^6$	$0,0320 \cdot 10^{12}$	2,8	$4,73 \cdot 10^5$	$13,24 \cdot 10^5$
2. $1,8 \cdot 10^6$		$0,02 \cdot 10^6$	$0,0004 \cdot 10^{12}$			
3. $1,7 \cdot 10^6$		$0,12 \cdot 10^6$	$0,0140 \cdot 10^{12}$			
4. $1,5 \cdot 10^6$		$0,32 \cdot 10^6$	$0,1020 \cdot 10^{12}$			
5. $2,1 \cdot 10^6$		$-0,28 \cdot 10^6$	$0,0780 \cdot 10^{12}$			

Примечание.  $A = (1,820 \pm 1,324) \cdot 10^6$  Н/м<sup>2</sup>.

Таблица 7

### Исследование адгезии в модели «вкладка-корень», изготовленной из сплава Wirobond, фиксированной на стеклоиономерный цемент «Шофу», Н/м<sup>2</sup>

$A_i$	$\langle A \rangle$	$\Delta A$	$\Delta A_i^2$	$t_s$	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(\Delta A_i^2)}{n(n-1)}}$	$\Delta A = \sigma \cdot t_s$
1. $2,2 \cdot 10^6$	$2,18 \cdot 10^6$	$-0,02 \cdot 10^6$	$0,0004 \cdot 10^{12}$	2,8	$0,25 \cdot 10^5$	$0,7 \cdot 10^5$
2. $2,0 \cdot 10^6$		$0,18 \cdot 10^6$	$0,0320 \cdot 10^{12}$			
3. $2,3 \cdot 10^6$		$-0,12 \cdot 10^6$	$0,0140 \cdot 10^{12}$			
4. $2,4 \cdot 10^6$		$-0,22 \cdot 10^6$	$0,0480 \cdot 10^{12}$			
5. $2,1 \cdot 10^6$		$0,18 \cdot 10^6$	$0,0320 \cdot 10^{12}$			

Примечание.  $A = (2,18 \pm 0,07) \cdot 10^6$  Н/м<sup>2</sup>.



Таблица 8

**Исследование адгезии в модели «вкладка-корень»,  
изготовленной из сплава Wirobond,  
фиксированной на стеклоиономерный цемент «Мерон», Н/м<sup>2</sup>**

$A_i$	$\langle A \rangle$	$\Delta A$	$\Delta A_i^2$	$t_s$	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(\Delta A_i^2)}{n(n-1)}}$	$\Delta A = \sigma \cdot t_s$
1. $1,9 \cdot 10^6$	$1,68 \cdot 10^6$	$-0,22 \cdot 10^6$	$0,048 \cdot 10^{12}$	2,8	$1,49 \cdot 10^5$	$4,19 \cdot 10^5$
2. $2,1 \cdot 10^6$		$-0,42 \cdot 10^6$	$0,176 \cdot 10^{12}$			
3. $1,3 \cdot 10^6$		$0,38 \cdot 10^6$	$0,144 \cdot 10^{12}$			
4. $1,4 \cdot 10^6$		$0,28 \cdot 10^6$	$0,080 \cdot 10^{12}$			
5. $1,7 \cdot 10^6$		$0,02 \cdot 10^6$	$0,001 \cdot 10^{12}$			

Примечание.  $A = (1,68 \pm 0,42) \cdot 10^6$  Н/м<sup>2</sup>.

Таблица 9

**Исследование адгезии в модели «вкладка-корень»,  
изготовленной из сплава Wirobond,  
фиксированной на стеклоиономерный цемент «Кетак-Цем», Н/м<sup>2</sup>**

$A_i$	$\langle A \rangle$	$\Delta A$	$\Delta A_i^2$	$t_s$	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(\Delta A_i^2)}{n(n-1)}}$	$\Delta A = \sigma \cdot t_s$
1. $1,6 \cdot 10^6$	$1,58 \cdot 10^6$	$-0,02 \cdot 10^6$	$0,0004 \cdot 10^{12}$	2,8	$1,06 \cdot 10^5$	$2,961 \cdot 10^5$
2. $1,3 \cdot 10^6$		$0,28 \cdot 10^6$	$0,0780 \cdot 10^{12}$			
3. $1,4 \cdot 10^6$		$0,18 \cdot 10^6$	$0,0320 \cdot 10^{12}$			
4. $1,9 \cdot 10^6$		$-0,32 \cdot 10^6$	$0,1020 \cdot 10^{12}$			
5. $1,7 \cdot 10^6$		$-0,12 \cdot 10^6$	$0,0144 \cdot 10^{12}$			

Примечание.  $A = (1,580 \pm 0,296) \cdot 10^6$  Н/м<sup>2</sup>.

корень зуба» при использовании сплава КХС и фиксации на стеклоиономерный цемент «Мерон» —  $3,42 \cdot 10^6$  Н/м<sup>2</sup>. Наиболее слабой оказалась

система «вкладка-корень зуба» при использовании сплава Wirocer и фиксации на стеклоиономерный цемент «Шофу» —  $1,32 \cdot 10^6$  Н/м<sup>2</sup>.

## ЛИТЕРАТУРА

1. *Основы несъемного протезирования* / Г. Шиллинбург-младший, С. Хобо, Л. Уитсетт [и др.]. – М. : Квинт-эссенция, 2008. – 562 с.

2. *Лабунец В. А.* Витрати робочого часу стоматолога-ортопеда на відновлення кукси зуба під незнімні зубні протези анкерними штифтами / В. А. Лабунец, Т. В. Дієва // *Одеський медичний журнал.* – 2005. – № 5 (91). – С. 94–96.

3. *Пропедевтика ортопедичної стоматології* / за ред. М. Д. Короля. – Вінниця : Нова книга, 2007. – 240 с.

4. *Туати Б.* Эстетическая стоматология и керамические реставрации / Б. Туати, П. Миара, Д. Нэтэнсон. – М. : Изд. дом «Высшее образование и Наука», 2004. – 448 с.

5. *Major M. A.* Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion / M. A. Major, S. J. Nelson. – Philadelphia : Saunders, 2010. – 524 с.

6. *Donovan T.* Commentary: conservative and esthetic cast gold fixed partial dentures-inlay, onlay, and partial veneer retainers, custom composite pontics, and stress breakers: parts I and II / T. Donovan // *J. Esthet. Restor. Dent.* – 2009. – Vol. 21 (6). – P. 385–386.

7. *Magne P.* Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data / P. Magne // *Dent Mater.* – 2007. – Vol. 23 (5). – P. 539–548.

