

ОРТОПЕДИЧНИЙ РОЗДІЛ

УДК 616.314-77:615.461:616-008.814

О. О. Фастовець, А. О. ГлазуновДЗ «Дніпропетровська медична академія
МОЗ України»**ПОРІВНЯЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ
ПЛИННОСТІ ЕЛАСТИЧНИХ МАТЕРІАЛІВ
ДЛЯ ФУНКЦІОНАЛЬНИХ ВІДБИТКІВ
У ХВОРИХ З ПОВНОЮ АДЕНТИЄЮ**

В статті приведені результати дослідження плинності поліефірних та полісілоксанових відбиткових матеріалів 3 типу в'язкості за ISO. Встановлено, що плинність поліефірних матеріалів перевищує показники С-силіконів у 2,2 рази, А-силіконів – у 2,0 рази ($p < 0,001$). Протягом «робочого часу» плинність поліефірних матеріалів зменшується на $20,0 \pm 7,3$ %, А-силіконів – на $66,9 \pm 8,6$ %, С-силіконів – на $68,2 \pm 8,5$ % ($p < 0,001$). На підставі отриманих даних про більшу плинність поліефірних матеріалів, яка зберігається більш тривалий період, що дозволяє збільшити час активного формування відбитка без тиснення на слизову протезного ложа, зроблено висновок про їх перевагу для отримання функціональних відбитків, що розвантажують, у хворих з повною відсутністю зубів.

Ключові слова: повна відсутність зубів; функціональний відбиток, що розвантажує; плинність; еластичні матеріали; 3 тип в'язкості за ISO.

Е.А. Фастовец, А. О. ГлазуновГУ «Днепропетровская медицинская академия
МЗ Украины»**СРАВНИТЕЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ
ТЕКУЧЕСТИ ЭЛАСТИЧНЫХ
МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ
ОТТИСКОВ У БОЛЬНЫХ С ПОЛНОЙ
АДЕНТИЕЙ**

В статье представлены результаты исследования текучести полиэфирных и полисилоксановых отпечатков материалов 3 типа вязкости по ISO. Установлено, что текучесть полиэфирных материалов превышает показатели С-силиконов в 2,2 раза, А-силиконов - в 2,0 раза ($p < 0,001$). В течение «рабочего времени» текучесть полиэфирных материалов уменьшается на $20,0 \pm 7,3$ %, А-силиконов – на $66,9 \pm 8,6$ %, С-силиконов – на $68,2 \pm 8,5$ % ($p < 0,001$). На основании полученных данных о большей текучести полиэфирных материалов, которая сохраняется более длительный период, что позволяет увеличить время активного формирования оттиска без сдавливания слизистой протезного ложа, сделан вывод об их преимуществе для получения функциональных разгружающих оттисков у больных с полным отсутствием зубов.

Ключевые слова: полное отсутствие зубов; функциональный разгружающий оттиск; текучесть; эла-

стичные материалы; 3 тип вязкости по ISO.

О. О. Fastovets, A.O. GlazunovSI "Dnipropetrovsk Medical Academy of the Ministry
of Health"**COMPARATIVE STUDY OF FLOW OF
ELASTIC MATERIALS FOR FINAL IMPRES-
SIONS IN EDENTULOUS PATIENTS****ABSTRACT**

The aim of the present study was a comparative study of flow of elastic masses of the 3rd type of viscosity according to ISO, polyester and polysiloxane materials, used to obtain decompression final impressions in edentulous patients at different periods of "working time".

Materials and methods. In the work Impregum Garant L DuoSoft (3M ESPE), Panasil contact plus (Kettenbach) and Speedex Light Body (Coltene Dental) were studied. The "shark fin" method was used to evaluate the flow of the impression materials. Flow was estimated according to the depth of penetration into a wedge-shaped slit (in mm). The research was carried out in 25 seconds after material mixing and at 10 seconds before the "working time" finishing.

Results. The highest flow was observed for Impregum Garant L DuoSoft (23.7 ± 0.7 mm), the smallest – for Speedex Light Body (11.0 ± 0.3 mm, $p < 0.001$). The height of "shark fin" for Panasil contact plus was 12.4 ± 0.4 mm. For Impregum Garant L DuoSoft significant flow was observed throughout "working time", decreasing at 10 seconds to its end on 20.0 ± 7.3 %. While for polysiloxanes of both connecting and condensed polymerization type, in 25 seconds after mixing, flow was the highest, and at 10 seconds before the end of the "working time", the loss of flow from the baseline values for Panasil contact plus was decreased on 66.9 ± 8.6 %, for Speedex Light Body – on 68.2 ± 8.5 % ($p < 0,001$).

Conclusions. When receiving a final impression for polyester materials, compression should have a lower intensity, but a longer duration. For silicone masses, metered compression should be carried out within 25 seconds after mixing. In order to obtain a final impression in edentulous patients, polyester materials should be preferred, because their use allows increasing the time of active impression formation in the absence of compression.

Keywords: complete adentia; final decompressive impression; flow; elastic materials; the 3rd type of viscosity according to ISO.

Вступ. На сьогодні проблема повного знімного протезування полягає у недостатній його ефективності, пов'язаній з труднощами фіксації конструкцій в порожнині рота, насамперед, під час жування. Одним зі шляхів вирішення зазначеної проблеми залишається пошук методів рівномірного розподілу жувального тиску під базами протезів, що дозволить з одного боку,

покращити фіксацію, з іншого – запобігти атрофії тканин протезного ложа, що впливає на довгострокові результати протезування [1].

Реалізація даної концепції можлива завдяки максимально точному відтворенню індивідуальних особливостей рельєфу протезного ложа, що, в свою чергу, потребує об'єктивної оцінки стану слизової оболонки та альвеолярних відростків беззубих щелеп з наступним адекватним вибором методики отримання функціонального відбитку [2, 3].

Згідно наших спостережень, забезпечити підвищення прецизійності функціональних відбитків при повному знімному протезуванні вдається за рахунок створення на індивідуальних ложках перфорацій, кількість та розташування яких визначається у відповідності до анатомо-топографічних особливостей слизової оболонки та конфігурації альвеолярного відростка [4].

Разом з тим, недостатня увага приділяється вибору відбиткової маси при отриманні функціонального відбитка [5]. Слід зазначити, що останнім часом найбільш популярними в повному знімному протезуванні при отриманні функціональних відбитків, що розвантажують, є еластичні відбиткові матеріали. Так, силіконові маси (полісілоксани) роблять привабливими їх висока прецизійність, великий модуль еластичності та здатність до відновлення об'єму після деформації. Одночасно поліефірні еластичні матеріали відомі своєю тиксотропністю та гідрофільністю [6].

Однак, вибір відбиткової маси не повинен бути однозначним, а має відповідати клінічній ситуації, техніці відбитка та ґрунтуватись на її фізико-механічних властивостях.

Доведено, що усі відбиткові матеріали чинять тиснення на слизову під час отримання відбитку [7].

Силу компресії визначає така характеристика відбиткової маси, як її в'язкість, що представляє собою ступінь опору руху рідини, обумовлений коефіцієнтом внутрішнього тертя. В кількісній відповідності в'язкість є величиною, зворотною плинності [6].

В свою чергу, плинність матеріалів, тобто здатність розтікатися по поверхні тканин протезного ложа, має велике значення при отриманні відбитка. Якщо вона незначна, матеріал не буде рівномірно заповнювати ложку, а також не забезпечить щільний контакт з протезним ложем. Та, навпаки, при занадто великій плинності матеріал буде розтікатися. Більш того, після введення ложки в порожнину рота відбиткова маса може стікати по задій стінці глотки, і не тільки при надлишковій її кількості.

Відповідно, у випадках атрофованої слизової оболонки протезного ложа, з метою її розванта-

ження, слід використовувати еластичні матеріали низької в'язкості (3 типу за ISO) [8]. Поруч з тим, відсутність тиснення під час отримання відбитка може призвести до суттєвого погіршення фіксації майбутнього протеза, що потребує максимальної точності відтворення методики в плані дозування компресії. В цьому плані досить показовою є плинність відбиткових матеріалів, в тому числі у різний термін «робочого часу». В доступній нам літературі порівняльні дослідження динаміки плинності еластичних матеріалів низької в'язкості задля обґрунтування методики функціонального відбитка, який розвантажує, в повному знімному протезуванні, не проводились, що стало передумовою для здійснення представленої роботи.

Мета дослідження. Провести порівняльне дослідження плинності еластичних мас 3 типу в'язкості за ISO, поліефірних та полісілоксанових (силіконових) відбиткових матеріалів, що використовуються для отримання декомпресійних функціональних відбитків у хворих з повною адентією, у різні періоди «робочого часу».

Матеріали і методи дослідження. В рамках роботи вивчались еластичні відбиткові маси Impregum Garant L DuoSoft (3M ESPE), що належить до поліефірних матеріалів, та Panasil contact plus (Kettenbach) і Speedex Light Body (Coltene Dental), які відносяться до групи полісілоксанів (силіконові маси). Зазначені матеріали є типовими представниками своїх груп відбиткових матеріалів та широко застосовуються в практиці, зокрема для отримання декомпресійних функціональних відбитків в повному знімному протезуванні.

Перші два матеріали мають картриджне розфасування (по 50 мл) та змішуються автоматично за допомогою змішувача Pentamix (3M ESPE, Germany), тоді як третій замішується вручну.

Характеристики матеріалів, включених до дослідження, приведені в табл. 1. Зазначимо, що згідно ISO «робочим часом» для еластичних матеріалів, до яких відносять поліефірні та силіконові (полісілоксанові) матеріали, є період часу між початком змішування, а отже початком структурування, та втратою пластичності.

Для оцінки плинності відбиткових матеріалів використовували метод «плавника акули» [9].

Пристрій для проведення тесту складається з верхньої та нижньої частин (рис. 1). Нижня частина має заглиблення, обмежене кільцем висотою 25 мм (кільцеподібна форма). Вона заповнюється приготовленим відбитковим матеріалом. Верхня частина представляє собою порожнистий циліндр, який за діаметром точно відповідав кільцеподібній формі, що розташована у нижній частині пристрою. Верхня частина пристрою складається з внутрішнього циліндру, який зану-

рюється у зовнішній порожнистий циліндр. На нижньому кінці внутрішнього циліндру зроблено вертикальну щілину, що простягається вертикально на відстань 32 мм. Щілина має V-подібну (клиноподібну) форму: її горизонтальний розмір на вході 2 мм, потім вона звужується до 1,6 мм. Верхній кінець внутрішнього циліндру має вузький стрижень, який простягається через центральний отвір порожнього циліндра – випускаючий

штифт. За допомогою останнього внутрішній циліндр підвішений у вихідному положенні в порожньому циліндрі. Коли випускаючий штифт знімається, внутрішній циліндр вільно рухається вниз під власною вагою (147 г), що імітує тиск, який прикладається до відбиткової ложки під час отримання відбитка, та занурюється у відбитковий матеріал, розташований у кільцеподібній формі [10].

Таблиця 1

Відбиткові матеріали, включені до дослідження

Матеріал	В'язкість за ISO 4823:2000	Хімічний склад	Виробник	Тип змішування	Робочий час, сек
Impregum Garant L DuoSoft	Низька, 3 тип	Поліефір	3M ESPE, Germany	Автоматичний	150
Panasil contact plus	Низька, 3 тип	А-силікон	Kettenbach, Germany	Автоматичний	120
Speedex Light Body	Низька, 3 тип	С-силікон	Coltene Dental, Switzerland	Ручний	90

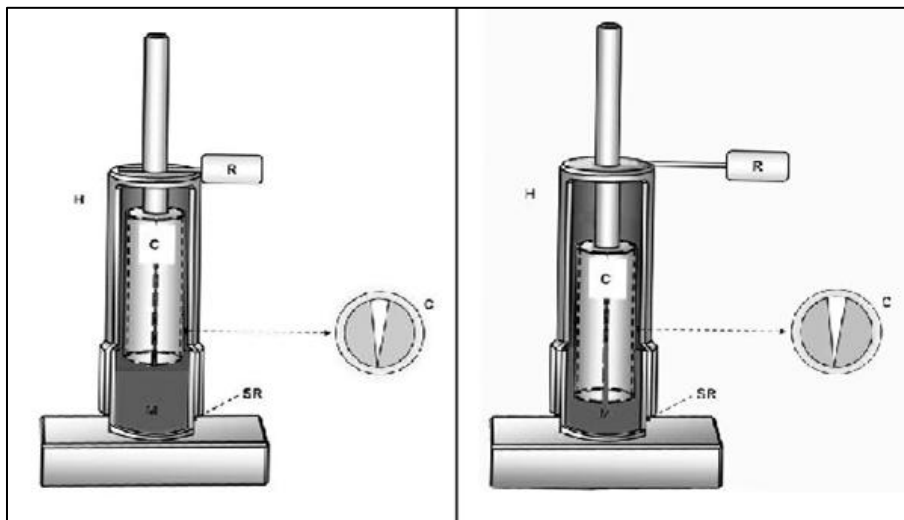


Рис. 1. Схематичне зображення пристрою для визначення плинності відбиткових мас із застосуванням методу «плавника акули» (3M ESPE, Germany): а – перед опусканням внутрішнього циліндру; б – після заповнення клиноподібною щілиною та опускання внутрішнього циліндру. Умовні позначення: SR – кільцеподібна форма; М – відбитковий матеріал; Н – порожнистий циліндр; С – внутрішній циліндр з клиноподібною щілиною; R – випускаючий штифт циліндру всередині порожнистого циліндру.

Плинність оцінювали за глибиною проникнення (у мм) у клиноподібну вирізку. Дослідження проводили при температурі 20°C. Кільцеподібну форму заповнювали відбитковим матеріалом через 25 секунд після змішування його компонентів (термін введення ложки до порожнини рота) та за 10 секунд до закінчення «робочого часу» (останній визначався згідно рекомендацій виробника, див. табл. 1). Після повної полімеризації відбиткового матеріалу його відокремлювали від пристрою та здійснювали вимірювання «плавника акули» за допомогою мікрометра.

Для забезпечення достовірності отриманих

результатів спостереження для кожного матеріалу повторювали по 15 разів у обидва періоди «робочого часу», що вивчались. Отримані дані обробляли методами варіаційної статистики із застосуванням програмного засобу MS Excel 2003.

Результати та їх обговорення. Згідно отриманих даних проведеного дослідження, представлених в табл. 2, найбільша плинність спостерігалась у поліефірного матеріалу Impregum Garant L DuoSoft, найменша – у С-силікону ручного змішування Speedex Light Body ($p < 0,001$). Плинність Impregum Garant L DuoSoft за результатами вимірювання «плавника» через

25 секунд після замішування перевищувала значення, отримані для Speedex Light Body, у 2,2 рази ($23,7 \pm 0,7$ мм проти $11,0 \pm 0,3$ мм). Одночасно для Panasil contact plus, матеріалу, що належить до А-силіконів, отримані значення плинності ($12,4 \pm 0,4$ мм) були меншими, аніж для поліефір-

ного матеріалу Impregum Garant L DuoSoft, у 2,0 рази ($p < 0,001$). Вони також достовірно перевищували показники, отримані для Speedex Light Body ($p < 0,05$), поруч з тим, різниця у висоті «плавника акули» була менш виражена.

Таблиця 2

Результати дослідження плинності еластичних матеріалів за результатами тесту «плавника акули», мм

Матеріал	Impregum Garant L DuoSoft (1)	Panasil contact plus (2)	Speedex Light Body (3)	p_{1-2}	p_{2-3}	p_{1-3}
Термін спостереження						
Через 25 сек після замішування	$23,7 \pm 0,7$	$12,4 \pm 0,4$	$11,0 \pm 0,3$	$< 0,001$	$< 0,05$	$< 0,001$
За 10 сек до закінчення «робочого часу»	$19,0 \pm 0,5$	$4,1 \pm 0,2$	$3,5 \pm 0,1$	$< 0,001$	$< 0,05$	$< 0,001$

Примітка. – $p < 0,001$ між значеннями, отриманими для одного матеріалу у різний термін спостереження.

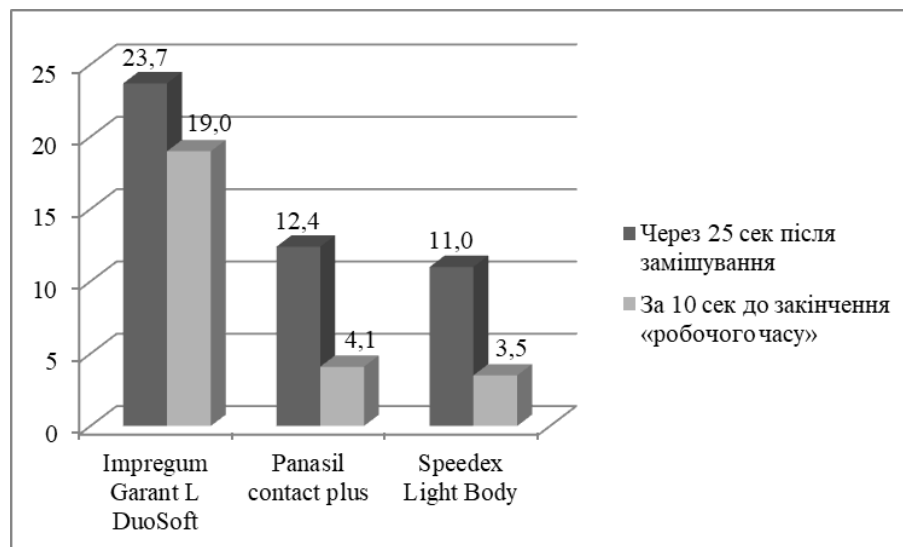


Рис. 2. Динаміка плинності відбиткових матеріалів у різний термін після замішування за результатами тесту «плавника акули», мм.

Як показали результати дослідження, плинність залежала не тільки від виду матеріалу, а й терміну спостереження, тобто часу від моменту замішування (рис. 2). Зрозуміло, що для клінічного застосування важливо знати не тільки показники плинності матеріалів, а й термін її збереження для визначення техніки отримання відбитку. Нами було встановлено, що для всіх відбиткових матеріалів, що вивчались, протягом «робочого часу» плинність зменшується, що пов'язано з реакцією полімеризації, та, решта решт, призводить до зменшення висоти «плавника».

Нами було визначені суттєві відмінності у динаміці плинності поліефірних та силіконових матеріалів в залежності від часу після замішування матеріалу ($p < 0,001$). Поліефірні матеріали демонструють значно більшу плинність, яка збе-

рігається протягом усього «робочого часу», на відміну від силіконів обох типів полімеризації. Так, у поліефірної маси Impregum Garant L DuoSoft значна плинність спостерігалась весь «робочий час», зменшуючись за 10 секунд до його закінчення на $20,0 \pm 7,3$ %. Тоді як для полікіслороксанів, як приєднувальних, так і конденсованого типу полімеризації, через 25 секунд після замішування компонентів плинність була найбільша, а через 10 секунд до закінчення робочого часу – практично відсутня ($4,1 \pm 0,2$ мм для Panasil contact plus та $3,5 \pm 0,1$ мм – для Speedex Light Body, $p < 0,05$). Реєструвалось падіння плинності від вихідних значень у А-силікону Panasil contact plus на $66,9 \pm 8,6$ %, С-силікону ручного змішування Speedex Light Body – на $68,2 \pm 8,5$ % ($p < 0,001$). Таким чином, достатні для отримання якісного зображення тканин протезного ложа

показники плинності зберігаються для полісілоксанових мас лише протягом 25 секунд робочого часу.

Достовірне зменшення плинності, що спостерігалось для поліефірного відбиткового матеріалу Impregum Garant L DuoSoft, можна пояснити «лавиноподібним» процесом їх полімеризації, що відбувається наприкінці «робочого часу». Тоді як, для силіконів процес полімеризації починається відразу після змішування компонентів, що призводить до зменшення плинності та її практично повного, поступового, зникнення протягом усього «робочого часу» [6].

Отже, отримання функціональних відбитків, як з А-, так С- силіконів потрібно проводити протягом 25-30 секунд робочого часу при достатній плинності матеріалу. Застосування картриджних змішувачів дозволяє збільшити «робочий час» відбиткового матеріалу за рахунок скорочення часу змішування відбиткових мас завдяки застосуванню автоматичного змішувача, проте не впливає на динаміку показника плинності.

Надалі, виходячи з того, що в'язкість є величиною, зворотною плинності, можна припустити, що, згідно отриманих даних, найбільша в'язкість притаманна силіконовим матеріалам. Тобто, ми можемо казати, що при застосуванні даної групи відбиткових мас для отримання функціонального відбитку вони чинять тиснення на слизову двічі більше, аніж поліефірні матеріали. Таким чином, не дивлячись на те, що поліефірні і силіконові матеріали належать до однієї групи – 3 типу в'язкості за ISO – в'язкість матеріалів суттєво різниться ($p < 0,001$).

Виходячи з того, що основна вимога до матеріалу при отриманні функціонального відбитку, що розвантажує, його плинність, яка не передбачає тиснення на слизову, поліефірні матеріали мають переваги над силіконами, особливо перед силіконами ручного змішування, що полімеризуються за рахунок реакції приєднання. Більш того, поліефірні матеріали є більш бажаними у хворих з повною відсутністю зубів, у випадках атрофованої слизової, яку потрібно розвантажувати, також і з урахуванням їх тиксотропності та гідрофільності.

Звернемо увагу на те, що збереження плинності у поліефірних матеріалів протягом усього «робочого часу» важливо для функціонального відбитка, коли зображення протезного ложа формується під час функції (нежувальних рухів). В той же час, більша плинність поліефірних матеріалів потребує меншої кількості перфорації та їх меншого розміру, тобто, згідно отриманих результатів, передбачає скорочення загальної площі перфорацій приблизно двічі.

Висновки. Врахування плинності відбиткових матеріалів здатне забезпечити прецизійність функціонального відбитка, що дозволить розвантажувати слизову протезного ложа з одночасним відтворенням щільності прилягання, а отже достатньої фіксації майбутнього повного знімного протеза.

Встановлені відмінності динаміки плинності поліефірних та полісілоксанових відбиткових матеріалів, що належать до третьої групи в'язкості за ISO, обумовлені особливостями їх реакції полімеризації, повинні враховуватись при отриманні функціонального відбитка з беззубих щелеп.

Так, для поліефірних матеріалів тиснення повинне мати меншу інтенсивність, але більшу тривалість. Для силіконових мас дозована компресія повинна здійснюватися протягом 25 секунд після замішування. Одночасно застосування автоматичного режиму змішування компонентів дозволяє подовжити період високої плинності матеріалів, що збільшує період активного формування відбитка.

Більша плинність поліефірних мас також повинна враховуватись при створенні перфорацій та визначати їх кількість, розміри та розташування.

В практиці лікаря-стоматолога для отримання функціонального відбитку, що розвантажує, у хворих з повною відсутністю зубів, слід надавати перевагу поліефірним відбитковим матеріалам, тому що вони мають більшу плинність протягом більш тривалого часу, що дозволяє збільшити час активного формування відбитка при відсутності компресії слизової.

Список літератури

1. Крижановський А. С. Аналіз причин повторного протезування при повній відсутності зубів / А. С. Крижановський, О. О. Фастовець // Медичні перспективи. – 2013. – Т. 18, № 4. – С. 131-135.
2. Луганский В. А. Дифференцированные функционально-присасывающиеся оттиски. Часть первая: понятие, способы получения / В. А. Луганский, С. Е. Жолудев // Панорама ортопедической стоматологии. – 2006. – № 1. – С. 20-22.
3. Krsek H. Functional impressions in complete denture and overdenture treatment / H. Krsek, N. Dulcic // Acta Stomatologica Croatica. – 2015. – Vol. 49, N 1. – P.45-53.
4. Фастовець О.О. Оцінка клінічної ефективності повних знімних протезів, виготовлених за вдосконаленою методикою функціонального відбитка / О. О. Фастовець, А.О. Глазунов // Вісник морської медицини. – 2017. – №2. – С.122-128.
5. A randomized controlled trial of complete denture impression material / Hyde T. P., Craddock H. L., Gray J.C. [et al.] // Journal of Dentistry. – 2014. – Vol. 42, N 8. – P.895-901.
6. Оттисковые материалы в стоматологии / Под ред. Ибрагимов Т. И., Цаликовой Н. А. – М.: Практическая медицина, 2007. – 128 с.

7. Comparative evaluation of pressure generated on a simulated maxillary analog by impression materials in custom trays of different spacer designs: An in vitro study / Chopra S., Gupta N. K., Tandan A. [et al.] // Contemporary Clinical Dentistry. – 2016. – Vol. 7, N 1. – P. 55-60.

8. Лебеденко И. Ю. Ортопедическая стоматология / И. Ю. Лебеденко, Э. С. Каливрадзьян. – М: ГЭОТАР-Медиа, 2012. – 640 с.

9. Shark fin test and impression quality. A correlation analysis / Balkenhol M., Wostmann B., Kanehira M. [et al.] / Journal of Dentistry. – 2007. – Vol. 35, N 5. – P.409-415.

10. El Deeb M. E. S. Evaluation of rheological properties of two elastomeric impression materials during working time / M. E. S. El Deeb, G. H. Waly, N. E. D. A. Habib // Journal of American Science. – 2011. – Vol. 7, N 12. – P. 94-100.

REFERENCES

1. Kryzhanovs'kyi A. Ye., Fastovets' O. O. Analysis of reasons for re-prosthesis in edentulous patients. *Medychni perspektyvy*. 2013; 18 (4): 131-135.

2. Luganskyi V. A., Zholudev S. E. Differentiated functionally-sucked impressions. Part one: concept, ways of obtaining. *Panorama ortopedicheskoy stomatologii*. 2006; 1: 20-22.

3. Krsek H., Dulcic N. Functional impressions in complete denture and overdenture treatment. *Acta Stomatologica Croatica*. 2015; 49 (1): 45-53.

4. Fastovets' O.O., Glazunov A. O. Evaluation of clinical efficacy of complete removable dentures, made according to the improved method of final imprint. *Visnyk mors'koyi medytsyny*. 2017; 2: 122-128.

5. Hyde T. P., Craddock H. L., Gray J.C. et al. A randomized controlled trial of complete denture impression material. *Journal of Dentistry*. 2014; 42 (8): 895-901.

6. Ibragimov T. I., Tsalikova N. A. Ottisknye materialy v stomatologii [Impression materials in stomatology]. *Moskva, Prakticheskaya meditsina*, 2007:128.

7. Chopra S., Gupta N. K., Tandan A. et al. Comparative evaluation of pressure generated on a simulated maxillary analog by impression materials in custom trays of different spacer designs: An in vitro study. *Contemporary Clinical Dentistry*. 2016; 7 (1): 55-60.

8. Lebedenko I. Yu., Kalivradzhiyan E. S. Ortopedicheskaya stomatologiya [Prosthetic dentistry]. Moscow, GEOTAR-Media, 2012: 640.

9. Balkenhol M., Wostmann B., Kanehira M. et al. Shark fin test and impression quality. A correlation analysis. *Journal of Dentistry*. 2007; 35 (5): 409-415.

10. El Deeb M. E. S., Waly G. H., Habib N. E. D. A. Evaluation of rheological properties of two elastomeric impression materials during working time. *Journal of American Science*. 2011; 7 (12): 94-100.

Надійшла 22.01.18



УДК 616.311.-2-002.153-085

**В. А. Лабунец, д. мед. н., Т. В. Дієва, д. мед. н.,
О. В. Лабунец, к. мед. н., Є. В. Дієв, к. мед. н.,
В. В. Лепський, к. мед. н.,
В. В. Лепський, к. мед. н.**

Державна установа «Інститут стоматології та щелепно-лицевої хірургії Національної академії медичних наук України»

ОПТИМАЛЬНІ КІЛЬКІСНІ І ЯКІСНІ ПОКАЗНИКИ ТРУДОВОГО НАВАНТАЖЕННЯ ЗУБНИХ ТЕХНІКІВ НА СУЧАСНОМУ ЕТАПІ РОЗВИТКУ ЗУБОТЕХНІЧНОГО ВИРОБНИЦТВА

На підставі наказу МОЗ України №319 «Про затвердження норм робочого часу для працівників закладів охорони здоров'я», про скорочення тривалості робочого тижня зубних техніків (33 години), проведено перерахунок кількісних і якісних показників їх виробничого навантаження за основними видами зубних протезів які найбільш часто використовуються у клінічній стоматології нашої країни, при 6 організаційних формах їх виготовлення. Удосконалені показники дозволять керівникам стоматологічних установ, ортопедичних підрозділів та зуботехнічних лабораторій проводити найбільш обґрунтований й об'єктивний облік роботи даних спеціалістів та вносити відповідну корекцію по спрямуванню їх роботи.

Ключові слова: зубні протези, кількісні, якісні показники роботи зубних техніків, виробничий план.

**В. А. Лабунец, Т. В. Дієва, О. В. Лабунец,
Є. В. Дієв, В. В. Лепський, В. В. Лепський**

Государственное учреждение «Институт стоматологии и челюстно-лицевой хирургии Национальной академии медицинских наук Украины»

ОПТИМАЛЬНЫЕ КОЛИЧЕСТВЕННЫЕ И КАЧЕСТВЕННЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ ТРУДОВОЙ НАГРУЗКИ ЗУБНЫХ ТЕХНИКОВ НА СОВРЕМЕННОМ ЭТАПЕ РАЗВИТИЯ ЗУБОТЕХНИЧЕСКОГО ПРОИЗВОДСТВА

На основании приказа МЗ Украины №319 «Про затвердження норм робочого часу для працівників закладів охорони здоров'я», о сокращении продолжительности рабочей недели зубных техников (33 часа), проведен перерасчет количественных и качественных показателей их трудовой нагрузки по основным видам зубных протезов, которые наиболее часто встречаются в клинической стоматологии, при 6-ти организационных формах их изготовления. Усовершенствованные показатели позволяют руководителям стоматологических подразделений, ортопедических подразделений и зуботехнических лабораторий проводить наиболее обоснованный и объективный учет

© Лабунец В. А., Дієва Т. В., Лабунец О. В., Дієв Є. В., Лепський В. В., Лепський В. В., 2018.