

**Abstract.** Difficulty in nasal breathing is the most common complaint of children with CCLP. The feeling of difficulty in nasal breathing is subjective and depends on many causes and characteristics of the child's body.

Despite the continuous improvement of diagnostic methods, the problem of evaluating the functions of the nasal cavity remains relevant. Modern computer technology contributes to the emergence of new non-invasive, atraumatic methods that safely evaluate the function of the nose. These methods include anterior active rhinomanometry – PARM.

*Purpose of the study.* To determine the peculiarities of these PARM in children with ARH, depending on the forms of secondary and residual deformities of the nose after cheiloplasty and NGN after uranoplasty.

The study involved 59 children with CCLP who were under observation at the Department of Pediatric Maxillo-facial Surgery at the TGS Clinic, which underwent cheilo- and uranoplasty. All patients, depending on the shape and localization of the deformation, were divided into two main and control groups: 1 group comprised 31 patients with secondary and residual deformities of the nose after cheiloplasty, 2 group consisted of 28 patients with secondary and residual deformities of the palate after uranoplasty; 3 group – control included 21 healthy children.

The use of computer rhinomanometry – PARM in patients with ARH helps to more reliably determine the presence and degree of nasal obstruction, as well as to control it in the dynamics of the treatment process.

**Key words:** congenital cleft lip and palate, rhinomanometria, PPS, uranoplasty.

*Рецензент – проф. Безшапочний С. Б.*

*Стаття надійшла 03.10.2019 року*

DOI 10.29254/2077-4214-2019-4-1-153-198-201

УДК 616.314.089.28/29.77-635: 615.465-026.73: 615.011.3/5-07

\*Кіндій В. Д., \*Король М. Д., \*Кіндій Д. Д., \*Король Д. М., \*\*Вакулович З. А.

### ВПЛИВ ПОСЛІДОВНИХ ПЕРЕПЛАВОК REMANIUM GM 700 НА СТРУКТУРУ І МЕХАНІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ СПЛАВУ

\*Українська медична стоматологічна академія (м. Полтава)

\*\*КВУЗ «Житомирський медичний інститут» Житомирської обласної ради (м. Житомир)

korolmd53@gmail.com

**Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами.** Робота є фрагментом комплексної ініціативної теми кафедри післядипломної освіти лікарів стоматологів-ортопедів Української медичної стоматологічної академії: «Вплив стоматологічних конструкцій і матеріалів на протезне поле і адаптаційні властивості організму», державний реєстраційний № 0116u004188.

**Вступ.** Неблагородні сплави [1,2] залишаються основними конструкційними матеріалами для незнімних зубних протезів, серед яких є кобальтохромові (КХС) і нікельхромові (НХС) сплави.

За даними ряду авторів, зубні техніки все частіше використовують у своїй роботі ливники, що може сильно змінювати задані виробником фізико-механічні властивості і цитотоксичність сплавів [3].

Принципи розробки і впровадження в стоматологічну практику нових конструкційних матеріалів зумовлені вимогами до сучасного ортопедичного лікування з урахуванням функціональних властивостей протезів, їх довговічності, естетичності, біосумісності й економічності.

Деякі дослідники [4], встановили, що проведення багатократних плавок призводить до небажаного збільшення вмісту кисню. Як відомо, в усадковій раковині, що є дефектом відливання, підвищується концентрація оксидів, небажаних домішок, зростає пористість. Так само вміст основних компонентів в усадковій раковині може відрізнятись від хімічного складу самого відливання, тому використання усадкової раковини при повторній переплавці вважається неприпустимим.

У останні роки, проведені дослідження дали великий експериментальний і клінічний матеріал для з'ясування хімічних, фізико-технологічних властивостей відомих сплавів, біосумісності зубних протезів,

зв'язок виготовлених з вітчизняних і зарубіжних сплавів. Відливання – найпоширеніший метод виготовлення металевих конструкцій дентальних протезів в ортопедичній стоматології [5,6]. Це зумовлено тим, що штамповано-паяні конструкції мають ряд істотних недоліків як технологічного, так і клінічного характеру. До однієї з важливих переваг відливання як методу належить можливість отримання монолітної конструкції, яка є точною копією моделі.

Зазначені обставини призводять до того, що завдяки рециркуляції (повторного використання) ливарних стоматологічних сплавів можна вирішити проблему зниження вартості протезів. Вказана проблема вже висвітлювалася у наукових роботах [6], а також були зроблені перші спроби її вивчення, проте яких-небудь систематичних результатів до теперішнього часу отримано не було.

**Мета дослідження.** Провести дослідження механічних властивостей і структури Co – Cr – Mo стоматологічного сплаву Remanium GM 700 при багатократних послідовних переплавках.

**Об'єкт і методи дослідження.** Сплав Remanium GM 700 поставляється на вітчизняний стоматологічний ринок фірмою Dentaurum (Німеччина) і згідно з паспортними даними містить Co-61%, Cr-32%, Mo-5%, інші – Mn, C, Si. Щільність сплаву 8,2-103 кг/м<sup>3</sup>, умовна межа плинності  $\delta_{0,2}=740$  мПа, межа міцності на розтягання  $\delta_{np}=960$  мПа, максимальна деформація при розтяганні  $\Sigma\sigma=4\%$ , модуль пружності  $E=22,5$  гПа.

Для проведення механічних випробувань початковий сплав піддавався послідовній шестикратній переплавці по режиму, вказаному фірмою виробником. Температура розплаву 1370°C, час витримки 10 хвилин. Після цього розплав пересівався у виливниці

з матеріалу Castorit – Superc і охолоджувався природним чином до кімнатної температури.

При кожній переплавці виготовлялися три типи зразків.

1. Зразок для дослідження мікротвердості у вигляді плоско паралельної пластинки розміром 10x10x2 мм<sup>3</sup>.

2. Зразок для виміру модуля пружності у вигляді циліндра цієї 36 мм і діаметром 3 мм.

3. 10 зразків для розтягування у вигляді двосторонніх лопаток з розміром робочої частини 0,4x5x25 мм<sup>3</sup>.

Після витягання з форми зразки обробляли в пискоструминному апараті оксидом алюмінію дисперсністю 50 мкм. Для дослідження мікротвердості одну з поверхні пластинки додатково пасивували з алмазною пастою. Мікротвердість досліджували на мікротвердомірі ПМТ- 3 при чотирьох навантаженнях на індектор (10, 20, 40 і 100г.). Зміну модуля пружності проводили акустичним методом подвійного складеного вібратора на резонансній частоті 73кГц при амплітуді звукової хвилі  $\Sigma_0 \sim 10^{-7}$ .

Деформаційні криві на розтягуванні реєструвалися на деформаційній машині МРК- 1 при швидкості деформації 0,2 мм/хв. По отриманих кривих визначали умовну межу плинності  $\delta_{0,2}$ , межу міцності  $\delta_{np}$  і максимальну деформацію до руйнування  $\Sigma_{max}$ . Сплав Remanium GM 700 в стані постачання, а також після послідовних переплавок досліджувався на скануючому електронному мікроскопі JSM – 820 з системою рентгенівського мікроаналізу Link AN10/85S. При цьому вивчався як хімічний так і разовий склад на поверхні шліфа відповідних зразків сплаву, а також проводилися фронтографічні дослідження поверхонь руйнування зразків після деформації розтягування. Крім того проводилися рентгеноструктурні дослідження на дифрактометрі ДРОН- 3,0.

Згідно з паспортними даними сплав містить Со-61%, Сг-32%, Мо-5%, решта Mn, С, Si. Послідовна шестикратна переплавка сплавів проводилася по режиму, вказаному фірмою виробником.

**Результати дослідження та їх обговорення.** Першим питанням, яке виникає при багатократних переплавках одного і того ж сплаву, є питання про збереження валового змісту елементів в необхідній пропорції. Після проведених досліджень можна з хорошою мірою точності говорити про незмінність складу і відповідність його паспортним даним після усіх переплавок. Проте статичний аналіз локальних даних свідчать про значну негомочності складу в переплавлених зразках, яка до того наростає у міру збільшення кількості переплавок. Вказана неточність з одного боку пов'язана з тим, що досліджуваний сплав є двофазним. При цьому, якщо в початкових зразках друга фаза настільки мала, що її вдалося виявити лише за допомогою рентгеноструктурного аналізу, що в переплавлених характерні розміри включень другої фази принаймні на порядок вище і її вдається виявити на електронікопичних стисканнях поверхні шліфів усіх переплавлених зразків.

Не викликає сумніву, що в другій фазі спостерігається нестача кобальту і над-

лишок хрому і молібдену. На жаль в літературі ми змогли виявити систематичні структурні дослідження лише для двокомпонентного сплаву Сц-Сг, які свідчать про наявність в нім другої фази, що відповідає змісту 47% Со і 53% Сг. Не викликає сумніву, що виявлена нами друга фаза, ідентична вказаною з частковою заміною хрому на молібден. Виявлені нами структурні відмінності переплавлених зразків від початкового, як представляється, не може внести помітних змін в їх механічні властивості.

В той же час, найбільш важливим видається питання про причини окрихчування деякої частини досліджених зразків. Порівняльне дослідження поверхні зламу зразків після пластичного і крихкого руйнування на поверхні зламу виявляються досить великі (~50 мкм) зерна, укріплені в аморфизовану матрицю. Склад цих включень, визначених методом рентгенівського мікроаналізу, відповідає оксиду кремнію з добавками вуглеводу. Нагадаємо, що кремній і вуглевод в малих кількостях входить до складу сплаву (крім того в матеріалі тиглях, де розплавляється початковий сплав, так і в матеріалі, з якого приготівані ізложниці, куди розплав переливається для твердіння).

*Мікротвердість.* У таблиці 1 представлені усереднені по 20 точкам результати виміру мікротвердості вивченого сплаву як в стані постачання, так і після кожної з шести послідовних переплавок при різних навантаженнях на інжектор. Слід зазначити, що зі збільшенням числа переплавок помітно збільшується розкид даних, що свідчить про збільшення міри неоднорідності зразків.

Приведена таблиця 1 ілюструє дві тенденції: перша – зниження мікротвердості зі збільшенням навантаження на інжектор, що є типовим результатом для усіх матеріалів і друга (яскравіше виражена) – зниження мікротвердості у міру послідовних переплавок.

Останній результат свідчить про неухильне зниження міцнісних характеристик сплаву зі збільшенням кількості переплавок, проте, кількісні дані залишаються на прийнятному рівні навіть після шостої переплавки. Модуль пружності. У таблиці 2 приведені зміни значення модуля пружності для зразків після кожної переплавки порівняно з паспортними даними.

**Таблиця 1 – Мікротвердість ( $H_v$ , гПа) сплаву Remanium GM 700 при різних навантаженнях**

Навантаження	10 г	20 г	50 г	100 г
Зразок				
початковий зразок	7,9	7,9	6,8	6,7
I переплав	6,7	5,5	5,8	5,6
II переплав	6,6	5,8	5,2	5,7
III переплав	5,9	5,1	5,4	4,9
IV переплав	4,8	5,4	4,9	4,8
V переплав	4,9	5,1	4,6	4,6
VI переплав	4,7	4,7	4,3	4,5

**Таблиця 2 – Модуль пружності сплаву Remanium GM 700 (E, гПа)**

Паспортні дані	I переплав	II переплав	III переплав	IV переплав	V переплав	VI переплав
225	231	234	220	215	220	223

Добре видно, що в межах погрішності експерименту величина модуля пружності залишається постійною після усіх шести переплавок і відповідає паспортним даним для початкового сплаву.

**Механічні властивості на розтягування.** Деформаційні криві усіх досліджених зразків, як правило, мають стандартний вигляд – лінійну пружну ділянку, після якої спостерігається плавний перехід до параболічного зміцнення. Найбільш суттєві відмінності від паспортних даних спостерігаються у величині максимальної деформації до руйнування – в досліджуваних нами зразках  $\Sigma_{\max}$  не перевищувало 1%, тоді як фірма-виробник гарантує цю величину на рівні 4%. Що стосується величини  $\delta_{0,2}$  і  $\delta_{\text{пр}}$ , то найменші для початкових переплавок спостерігається хороша відповідність виміряних і паспортних даних.

В той же час після багатократних переплавок спостерігається і інший тип деформаційних кривих, який характеризується значно більше раннім руйнуванням безпосередньо в області пружної деформації, що свідчить про крихкий характер руйнування. Останнє підтверджується також і зовнішнім виглядом поверхні руйнування. При цьому межа міцності таких зразків  $\delta \times r$  може бути у декілька разів нижче, ніж межа міцності для кривих першого типу  $\delta_{\text{пр}}$ . Особливий інтерес представляє співвідношення між вказаними типами деформаційних кривих і характерів руйнування – якщо для початкових переплавок характерний тільки перший тип кривих, то починаючи з третьої переплавки з'являється і другий тип, причому шостий переплав починає переважати. Випробувалося по 10 зразків після кожної переплавки.

Усе вищевикладене дозволяє припустити, що кремній і вуглець, як той, що міститься спочатку в сплаві, так і додатково отриманий ззовні, локалізу-

ється в певних місцях відливання, роблячи ці місця надзвичайно маломіцними в силу високої крихкості оксидів і поганого зв'язку включень з матрицею.

Кількість зразків з високою локальною концентрацією вказаних включень наростає у міру досліджених переплавок, що призводить до виявленого в першій частині роботи збільшення числа крихких руйнувань зразків при розтягуванні.

Можливо, при застосуванні режиму переплавок, зокрема, часу витримки в розплавленому стані при додатковому перемішуванні розплаву, вдається уникнути вказаних негативних явищ, що дозволить ефективніше повторно використати сплав Remanium GM 700 в ливарних ортопедичних конструкціях.

**Висновок.** Представлені результати комплексного дослідження механічних характеристик стоматологічного ливарного сплаву Remanium GM 700 свідчать про тенденцію деякого зниження цих характеристик у міру збільшення числа переплавок. У той же час деякі зразки після третьої переплавки і далі виявляють крихку поведінку з катастрофічним зменшенням міцнісних характеристик, причому вірогідність такої поведінки значно зростає у міру збільшення числа переплавок. Усе це вказує на те, що слід проявляти велику обережність при повторному використанні сплаву для литва ортопедичних конструкцій. Причини вказаної поведінки, поза сумнівом, слід шукати в зміні структури сплаву при переплавці.

**Перспективи подальших досліджень.** Проведені авторами дослідження показали, що можливе застосування сплаву Remanium GM 700 після неодноразової переплавки, проте необхідно проведення подальших досліджень з метою зміни структури і механічних властивостей, що вплине на якість суцільнолитих стоматологічних конструкцій.

### Література

1. Lebedenko Iju, Kalivradzhijan JeS. Ortopedicheskaja stomatologija. Moskva: GJeOTAR-Media; 2011. 640 s. [in Russian].
2. Korol' MD, redaktor. Stomatologichne materialoznavstvo. Poltava: FOP Miron I.A.; 2018. 176 s. [in Ukrainian].
3. Altynbekov KD, Mirgazitov MZ, Aubakirov EA. Issledovanie vozmozhnostej povtornogo ispol'zovanija litejnyh splavov v ortopedicheskoi stomatologii. Rossijskij stomatologicheskij zhurnal. 2012;6:4-7. [in Russian].
4. Lebedenko Iju, Jurkovec PV, Deev MS. Vlijanie chisla pereplavov na izmenenie fiziko-mehaničeskich svojstv otechestvennyh neblagorodnyh stomatologicheskich splavov dlja izgotovlenija metallokeramičeskich zubnyh protezov. Rossijskij stomatologicheskij zhurnal. 2015;19(1):7-11. [in Russian].
5. Docenko VI, Chajka EN, Braude IS. Issledovanie struktury litogo splava SoSgMo. Metallofizika i novejšie tehnologii. 2002;1:113-25. [in Russian].
6. Docenko VI, Chajka EN. Vlijanie posledovatel'nyh pereplavov na strukturu i fiziko-mehaničeskije svojstva splava Remanium GM-700. Metallofizika i novejšie tehnologii. 2003;3:297-306. [in Russian].

### ВПЛИВ ПОСЛІДОВНИХ ПЕРЕПЛАВОК REMANIUM GM 700 НА СТРУКТУРУ І МЕХАНІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ СПЛАВУ

Кіндій В. Д., Король М. Д., Кіндій Д. Д., Король Д. М., Вакулович З. А.

**Резюме.** Авторами статті проведено вивчення структури і механічні властивості сплаву Remanium GM 700 при послідовних переплавках.

Для проведення механічних випробувань початковий сплав піддавався послідовній шестикратній переплавці по режиму, вказаному фірмою виробником. Температура розплаву 1370°C, час витримки 10 хвилин.

Представлені результати комплексного дослідження механічних характеристик стоматологічного ливарного сплаву Remanium GM 700 свідчать про тенденцію деякого зниження цих характеристик у міру збільшення числа переплавок. Слід проявляти велику обережність при повторному використанні сплаву для литва ортопедичних конструкцій. Причини вказаної поведінки, поза сумнівом, слід шукати в зміні структури сплаву при переплавці.

**Ключові слова:** сплави металів, кобальт, хром, нікель, молібден, переплавка.

### ВЛИЯНИЕ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНЫХ ПЕРЕПЛАВОК REMANIUM GM 700 НА СТРУКТУРУ И МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА СПЛАВА

Киндий В. Д., Король М. Д., Киндий Д. Д., Король Д. М., Вакулович З. А.

**Резюме.** Авторами статті проведено вивчення структури і механічні властивості сплаву Remanium GM 700 при послідовних перепадах.

Для проведення механічних випробувань вихідний сплав піддавався послідовному шестикратному перепаду по режиму, указаному фірмою виробителем. Температура расплава 1370°C, время выдержки 10 минут.

Представленные результаты комплексного исследования механических характеристик стоматологического литейного сплава Remanium GM 700 свидетельствуют о тенденции некоторого снижения этих характеристик по мере увеличения числа перепадов. Следует проявлять большую осторожность при повторном использовании сплава для литья ортопедических конструкций. Причины указанного поведения, несомненно, следует искать в изменении структуры сплава при перепаде.

**Ключевые слова:** сплавы металлов, кобальт, хром, никель, молибден, перепад.

### INFLUENCE OF REMANIUM GM 700 CONSECUTIVE SMELTING ON STRUCTURAL AND MECHANICAL ALLOY PROPERTIES

Kindiy V. D., Korol M. D., Kindiy D. D., Korol D. M., Vakulovych Z. A.

**Abstract.** The authors of the given article have studied the changes in structural and mechanical properties of Remanium GM 700 alloy caused by its consecutive smelting.

To carry out mechanical testing the initial alloy pattern has been consecutively smelted 6 times according to the mode indicated by the producer, namely at melting temperature 1370°C and holding time of 10 minutes.

Three types of coupons were produced at each smelting:

1. Coupon for the examination of microhardness in the form of flat parallel plate measuring 10x10x2 mm<sup>3</sup>.
2. Coupon for the measurement of compliance modulus in the form of cylinder 36 mm high and 3mm in diameter.
3. 10 coupons for stretching in the form of bilateral spades with the body measuring 0.4x5x25 mm<sup>3</sup>.

Stretching stress-strain curves were registered with the deformation machine MRK-1 at the speed of 0.2 millimeters per minute. Conventional plasticity limit  $\delta_{0,2}$ , lasting quality limit  $\delta_{np}$  and maximum failure strain  $\Sigma_{max}$  were determined on the basis of the received curves. Initial Remanium GM 700<sup>np</sup> coupon and consecutively smelted ones were studied in scanning electronic microscope JSM-820 with X-ray microanalysis system Link AN10/85S.

Statistical analysis of the received data demonstrated considerable changes in the composition of coupons increasing with the number of smelting. On the one hand, this can be explained with the two-phase nature of the studied alloy.

The most significant differences from the nameplate data are fixed for the value of maximum failure strain, since  $\Sigma_{max}$  for the studied coupons remained lower than 1%, while the producer guarantees this value at 4% level. In case of  $\delta_{0,2}$  and  $\delta_{np}$  indices high correspondence of the measured and nameplate values is fixed at least at the primary smelting.

Correlation between the abovementioned stretching stress-strain curves and strain type is of great interest. Primary smelting features only type 1 curves, while type 2 curve appears after the third smelting with dominating sixth one. The research involved testing of 10 coupons after each smelting.

Presented results of complex studies of mechanical properties of dental casting alloy Remanium GM 700 show their lowering with the increase of smelting quantity. While some coupons after the third smelting demonstrate crumbly features accompanied with significant reduction of strength properties. It should be noted here that the expectation of such alloy behavior is growing with the increase of smelting quantity. It proves the need for careful second use of the alloy for denture casting. No doubt, the reasons of such behavior can be found in structural changes caused by smelting.

**Key words:** alloy, cobalt, chrome, nickel, molybdenum, smelting.

Рецензент – проф. Ткаченко І. М.  
Стаття надійшла 01.10.2019 року

DOI 10.29254/2077-4214-2019-4-1-153-201-204

УДК 616.314.11 – 089.844:616 – 74:615.465/466 – 042.2

Петрушанко В. М., Лобач Л. М., Ляшенко Л. І., Ткаченко І. М.

### ПОРІВНЯННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ СКЛОВОЛОКОННИХ ТА МЕТАЛЕВИХ ШТИФТІВ ДЛЯ ВІДНОВЛЕННЯ КОРОНКОВОЇ ЧАСТИНИ ЗУБА

Українська медична стоматологічна академія (м. Полтава)

uladimir1@ukr.net

**Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами.** Дослідження є фрагментом дослідницької НДР Української медичної стоматологічної академії «Морфофункціональні особливості тканин ротової порожнини і їх вплив на проведення лікувальних заходів і вибір лікувальних матеріалів», № державної реєстрації 01145U001112.

**Вступ.** В сучасній стоматології відновлення коронки зубів, особливо депульпованих, лікар-стоматолог проводить досить часто [1]. При відновленні структури і функції таких зубів дуже важливо правильно вибрати матеріал для штифтової конструкції [2]. Використання армуючих елементів при відновленні зуба дозволяє повністю відновити його функцію [3]. Виходячи з клінічної ситуації лікар-стоматолог повинен із