

Зависност силе ретенције експерименталних плочица од вискозитета експерименталних флуида

Драган Младеновић¹, Драгутин Станковић¹, Јасмина Станковић², Саша Станковић¹,
Лидија Младеновић¹, Мирјана Бошковић¹

¹Клиника за стоматологију, Медицински факултет, Универзитет у Нишу, Ниш, Србија;

²Дом здравља, Ниш, Србија

КРАТАК САДРЖАЈ

Увод Вискозитет пљувачке има значајан удео у биофизичком сегменту укупног ретенционог потенцијала тоталне зубне протезе.

Циљ рада Циљ рада је био да се установе зависност динамичке силе ретенције експерименталних плочица од вискозитета експерименталних флуида и временска условљеност ових параметара, пратећи при том релативне промене величине зазора између експерименталне плоче и ослонца протезе установљене дислокацијом експерименталне плоче у оба смера.

Методе рада За експерименталну потврду коришћена је оригинална апаратура са циљем да се омогући симулација услова *in vivo* на моделу сачињеном од ослонца горње тоталне протезе и експерименталне плоче. Експеримент се састојао од два дела. У првом делу одређивана је вредност динамичке силе ретенције с плочицама, без вентилног и са постигнутим вентилним учинком. У другом делу одређивана је временска зависност динамичке силе ретенције експерименталних плочица од вискозитета експерименталних флуида који је претходно мерен на истим узорцима (8 ml узорка експерименталних флуида) помоћу ротационог вискозиметра (HAAKE, RV-12) са сензором (MV, Germany).

Резултати У условима променљивог вискозитета код седам експерименталних флуида (од 0,02 до 1309,04 mPa-s) установљена је временска зависност динамичке силе ретенције експерименталне плоче у односу на вискозитет флуида при деловању константне силе дислокације одвајајућег смера. Такође је регистрована максимална висина дислокације експерименталне плоче. Динамичка сила ретенције, исказана преко одвајајућег смера дислокације експерименталне плоче, увећава се са повећањем вискозитета.

Закључак Повећање динамичке силе ретенције директно зависи од вискозитета медијума. Вероватно неке више граничне вредности вискозитета флуида изнад испитиваних, немогућност истањења слоја експерименталног флуида и смањење висине зазора утичу на почетак одвајајуће дислокације.

Кључне речи: вискозитет; динамичка сила ретенције; експериментални флуид; експериментална плочица

УВОД

Однос тоталне зубне протезе и њеног ослонца је динамичан. При релативном померању тоталне протезе у односу на ткива ослонца, интерпонирани слој пљувачке се опире овом покрету. Још је Шварц (Swartz) [1] запазио улогу вискозитета пљувачке у ретенцији тоталне зубне протезе, док су многи други аутори, да би потврдили ту релацију, стимулисали само лучење непчаних мукозних жлезда помоћу медикамената (етилскополамина), добивши повећање ретенционих сила за 57-150% изнад вредности добијених после инхибиције лучења ових жлезда [2-14].

ЦИЉ РАДА

Циљ рада је био да се установи зависност динамичке силе ретенције експерименталних плочица од вредности вискозитета експе-

рименталних флуида, као и временска условљеност ових променљивих величина.

МЕТОДЕ РАДА

За експерименталну потврду клиничког запажања о утицају биофизичких фактора на ретенцију тоталне протезе, израђена је оригинална експериментална апаратура (Слика 1). Циљ израде овакве апаратуре био је да се омогући симулација услова *in vivo* на експерименталном моделу сачињеном од ослонца горње тоталне зубне протезе и експерименталне плоче. Апаратура је опремљена активатором силе притиска и силе одвајања протезе од ослонца, као и регистратором промене њеног положаја за потврду променљивих величина. Повезивањем поменутих сегмената апаратуре с пратећом мерном опремом добијени су мерни ланци који омогућавају нумеричко одређивање посматраних величина.

Correspondence to:

Dragan MLADENIĆ
Vojvode Mišića 62/87
18000 Niš
Srbija
sanja_smb@hotmail.com

Експериментални апарат представљен је моделом ослонца горње вилице са симулирањем стања притиска органа који су у непосредном контакту с протезом (усана, образа и меког непца) и експерименталне плоче. Модел ослонца протезе је сачињен од тврде подлоге, од топлотно полимеризујућег акрилата (симулира коштано ткиво) и резилијентне превлаке неједнаке дебљине од меког акрилата (*Coe-Comfort, Densplay, USA*) ради опонашања утицљивости меких ткива ослонца протезе.

Сет експерименталних плочица израђен од транспарентног акрилата имао је уграђен део у облику кукe за примену сила потезања, лоциране централно, као и плочицу за постављање игле, регистратора промене положаја протезе.

За мерење силе потисног (сабијајућег) и повлачећег (одвајајућег) смера ($F_s \uparrow$ и $F_d \downarrow$) дислокације експерименталне плоче коришћен је активатор силе притиска и силе одвајања протезе од ослонца, ознаке *Qll*, опсега 0-10 kg, највише 16 mV/V, који је био смештен у посебно израђеном носачу за те потребе.

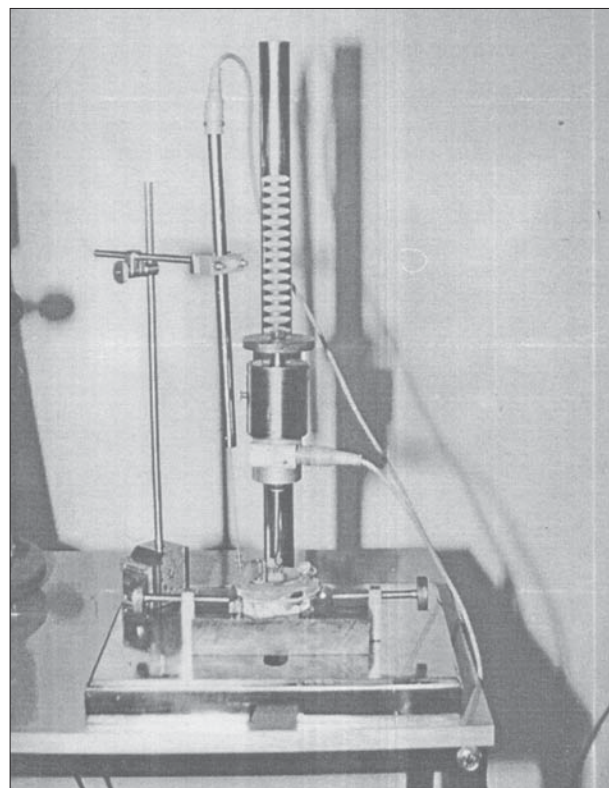
За мерење почетне вредности величине зазора (Δh_R) и максималне вредности промене његове величине (Δh_D) коришћен је индукциони регистратор промене положаја протезе, тип *W50*, опсега ± 50 mm до ± 80 mV/V (*Hottinger Balvin, Germany*). Регистратори су повезани коаксијалним кабловима на двоканални мерни мост са појачивачем сигнала *KWS-3073*. Помоћу мерне скале било је могуће директно прочитати вредности сила и промене вредности величине зазора (Слика 2).

Експеримент се састојао од два дела. У првој фази одређивана је вредност динамичке силе ретенције експерименталне плоче у условима променљивих вредности вискозитета експерименталних флуида и различитог нивоа њеног одвајања (регистрована Δh_R при датом сили постављања експерименталне плоче). У другом делу одређивана је временска зависност динамичке силе ретенције експерименталне плоче од вискозитета експерименталних флуида при дејству константне силе дислокације одвајајућег смера. При овоме је регистрована и максимална вредност промене величине зазора (Δh_D). У другом делу експеримента, за повлачење експерименталне плоче константном силом $F_d \downarrow$ употребљен је прост котур. Постављањем тегова познате масе с једне стране котураче реализована је константна сила од 4,5 N ($F_d \downarrow = 4,5$ N). Примена силе сабијања, тј. постављање експерименталне плоче за оба дела експеримента ($F_s \uparrow = 40$ N), у тежишној тачки траје 20 секунди. Затим следи повлачење експерименталне плоче променљивом силом $F_d \downarrow$. Прираст силе у функцији времена уједначен је до границе која одређује коначну промену положаја експерименталне плоче.

Регистрација почетне промене величине зазора (Δh_R) при сили постављања експерименталне плоче у другом делу експеримента, као и њене максималне вредности (Δh_D), остварена је увек у истој тачки и помоћу описаног регистратора промене положаја протезе. За одређивање коначног времена одвајајуће дислокације експерименталне плоче (t_d) у другом делу експе-

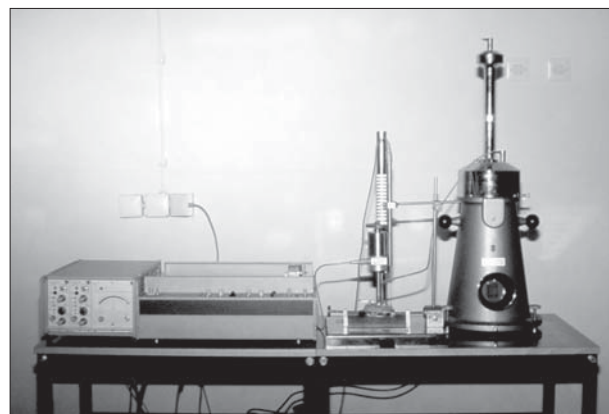
римента сигнали с оба регистратора су вођени на двоканални мерни мост с појачивачем сигнала, одакле су вођени на двоосни (X-Y) писач са могућношћу записа величине вискозитета (X) и времена (Y).

Као коначно време дислокације, забележено на графичкој регистрацији промене Δh_R узет је део целе секвенце пута експерименталне плоче до тренутка појаве наглог скока. Овај скок, после којег следи значајно повећање Δh_R , третиран је као крај временског интервала одвајања експерименталне плоче. Сила сабијања ($F_d \downarrow$) и релативне величине зазора (Δh_R) у првом делу, односно вредности времена дислокације (t_d) и релативне величине зазора (h_d) у другом делу експеримента, дате су као просечне вредности неколико мерења.



Слика 1. Оригинална експериментална апаратура за мерење фактора ретенције протезе

Figure 1. Original experimental appliance for measuring biophysical factors of prosthesis retention



Слика 2. Трокомпонентна експериментална апаратура

Figure 2. Three pieced experimental appliance

За оба експеримента коришћени су флуиди различитог динамичког вискозитета (μ – варијабла) у једнакој запремини ($V=0,44 \text{ ml}$). Употребљено је седам експерименталних медијума, при чему је први ($V_0=0,02$) био ваздух, а преосталих шест (V_1-V_6) биле су течности, чији је динамички вискозитет претходно одређен на основу седам узастопних мерења појединачно за сваки експериментални флуид: $V_0=0,02 \text{ mPa}\cdot\text{s}$; $V_1=3,81 \text{ mPa}\cdot\text{s}$; $V_2=75,62 \text{ mPa}\cdot\text{s}$; $V_3=318,22 \text{ mPa}\cdot\text{s}$; $V_4=710,23 \text{ mPa}\cdot\text{s}$; $V_5=884,04 \text{ mPa}\cdot\text{s}$; $V_6=1309,04 \text{ mPa}\cdot\text{s}$.

Вредности динамичког вискозитета експерименталних флуида израчунате су према формули [15]: $\eta = (A \times S / M \times n) \times E \times 1000 \text{ (mPa}\cdot\text{s)}$, где је A константа од 1,78 Pa/обртај, M константа од 5,41 min/s, S вредност која се очитава на инструментима, n брзина окретања ротора (обрт у минути), E осетљивост инструмента од 1 и 0,3, а 1000 фактор за израчунавање вредности у $\text{mPa}\cdot\text{s}$.

Добијени резултати анализираних флуида представљени су средњим вредностима, стандардним девијацијама и поређени Студентовим t -тестом. За утврђивање међузависности анализираних варијабла коришћен је Пирсонов коефицијент просте линеарне корелације, а међузависност је представљена линијским дијаграмима. Статистичка анализа је урађена применом софтверског пакета SPSS (верзија 18), узевши ниво значајности од $p < 0,05$.

РЕЗУЛТАТИ

Просечне вредности сила дислокација експерименталне плоче одвајајућег смера $Fd \downarrow$ за оба облика експерименталне плоче (са вентилним учинком и без њега) у функцији вискозитета експерименталних флуида и нивоа одвајања Δh_r дате су у табели 1 и на графikonу 1. Експериментални флуиди би могли да се поделе према вредностима вискозитета на групу мање и ви-

ше вискозних. У првој групи, при дефинисаној сили постављања експерименталне плоче, вредности Δh_r су релативно устаљене за облик експерименталне плоче с постигнутим вентилним учинком, у распону од 0,52 до 0,41 mm. Ниво од којег започиње дислокација експерименталне плоче одвајајућег смера није једнак, већ је подложен варијацијама, у зависности од вискозитета експерименталних флуида и облика експерименталне плоче. Другим речима, једнака сила $Fs \uparrow$ у условима различитог вискозитета експерименталног флуида и постојања или изостанка вентилних односа условиће веома мале разлике у релативним и апсолутним вредностима висине зазора. Слична промена нивоа зазора јавила се и код неколико вискозних експерименталних течности, где су такође уочене разлике у зависности од облика експерименталне плоче.

Поређењем вредности динамичке силе ретенције анализираних флуида из седам мерења уочено је да су све средње вредности биле статистички значајно веће у групи експерименталне плоче са вентилним учинком. Поређењем релативне вредности величине зазора, статистички значајно ниже вредности уочене су код три различита флуида – V_0 , V_4 и V_6 (Табела 1). Код осталих је постојала разлика, али не на нивоу статистичке значајности ($p > 0,05$), што се објашњава већим, односно мањим нивоом почетка процеса одвајајуће дислокације, при чему се умањује ефекат капиларног привлачења унутар флуида, површинског напона и капиларног привлачења на менискусу између две граничне површине.

Утврђивањем међузависности динамичке силе ретенције и вискозитета анализираних флуида уочава се позитивна, статистички значајна и снажна корелација код обе експерименталне групе. У групи експерименталне плоче с вентилним учинком добијена вредност Пирсоновог коефицијента просте линеарне корелације била је 0,93 ($p < 0,01$), а у групи експерименталне плоче без вентилног учинка 0,96 ($p < 0,01$) (Графикон 1).

Табела 1. Зависност динамичке силе ретенције експерименталне плоче (EP; $Fd \downarrow$ [N]) од вискозитета експерименталног флуида ($\text{mPa}\cdot\text{s}$) и нивоа почетка одвајајуће дислокације (Δh_r [mm])

Table 1. Dependence of dynamic retention force of experimental plate (EP; $Fd \downarrow$ [N]) on the viscosity of experimental fluid ($\text{mPa}\cdot\text{s}$) and the level of initial separating dislocation (Δh_r [mm])

Ознака Marker	Експериментални флуид Experimental fluid		Динамичка сила ретенције (N) Dynamic retention force (N)		Релативна вредност величине зазора (mm) Relative value of gap size (mm)	
	Агрегатно стање State of aggregation	Коефицијент вискозности Viscosity coefficient	ЕП с вентилним учинком EP with valve effect	ЕП без вентилног учинка EP without valve effect	ЕП с вентилним учинком EP with valve effect	ЕП без вентилног учинка EP without valve effect
V_0	Ваздух Air	0.02±0.001	10.00±2.50	3.04±0.89***	0.52±0.11	0.84±0.25**
V_1	Течност Fluid	3.81±0.57	11.50±2.17	4.52±1.01***	0.51±0.15	0.68±0.21
V_2	Течност Fluid	75.62±11.17	17.51±6.31	5.55±1.22***	0.43±0.10	0.51±0.18
V_3	Течност Fluid	318.22±27.89	19.55±4.36	7.01±2.11***	0.41±0.16	0.47±0.14
V_4	Течност Fluid	710.23±90.23	23.56±7.17	10.52±2.78**	0.19±0.03	0.27±0.09*
V_5	Течност Fluid	884.04±120.45	40.05±11.23	15.53±3.77***	0.16±0.05	0.23±0.07
V_6	Течност Fluid	1309.04±127.55	38.05±11.56	15.01±3.17***	0.15±0.04	0.21±0.05*

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

На графикаону 2 уочава се да се повећањем вискозитета експерименталних флуида при константној сили дислокације повећава и потребан просечни временски интервал (t_d) за коначну одвајајућу дислокацију експерименталне плоче, што потврђује и статистички нижи ниво корелације у групи експерименталне плоче без вентилног учинка код свих анализираних флуида на нивоу $p < 0,01$. Максимална промена величине зазора била је статистички значајно већа у групи експерименталне плоче с вентилним учинком код свих експерименталних флуида (Табела 2).

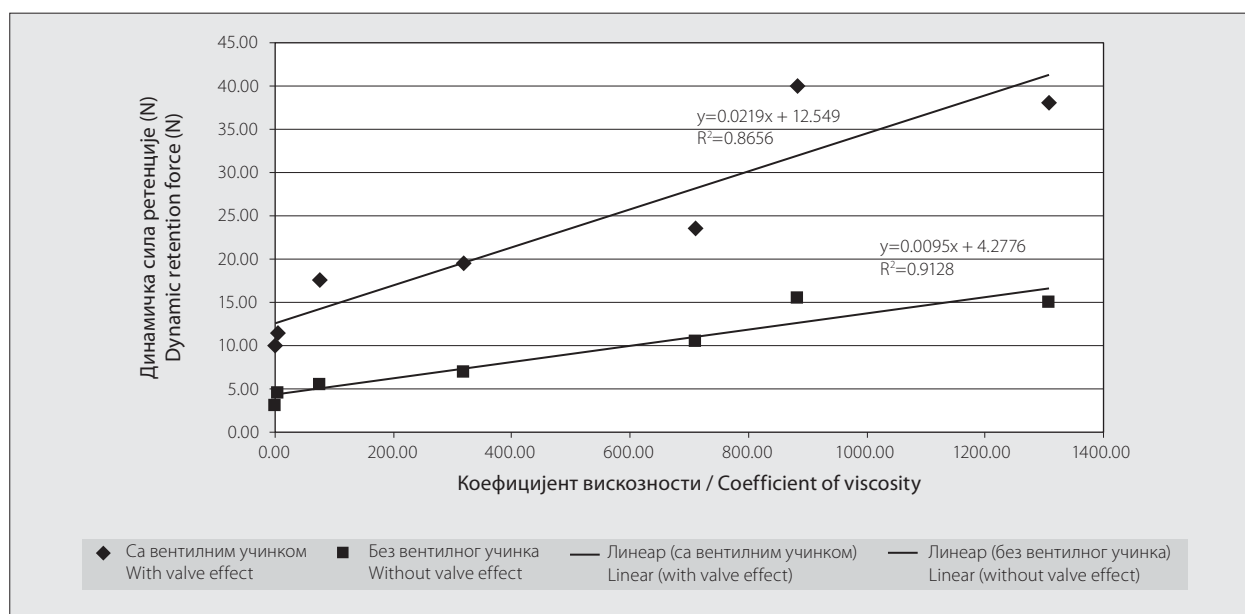
Запажање се односи на оба облика експерименталне плоче, с том разликом што је просечно t_d у случају облика експерименталне плоче без вентилног учинка скоро троструко краће. За ваздух, као експериментал-

ни флуид, t_d је врло кратко. Просечна максимална промена висине зазора (Δh_D) минимална је. Другим речима, пут који експериментална плоча пређе од почетка до краја процеса одвајајуће дислокације је кратак.

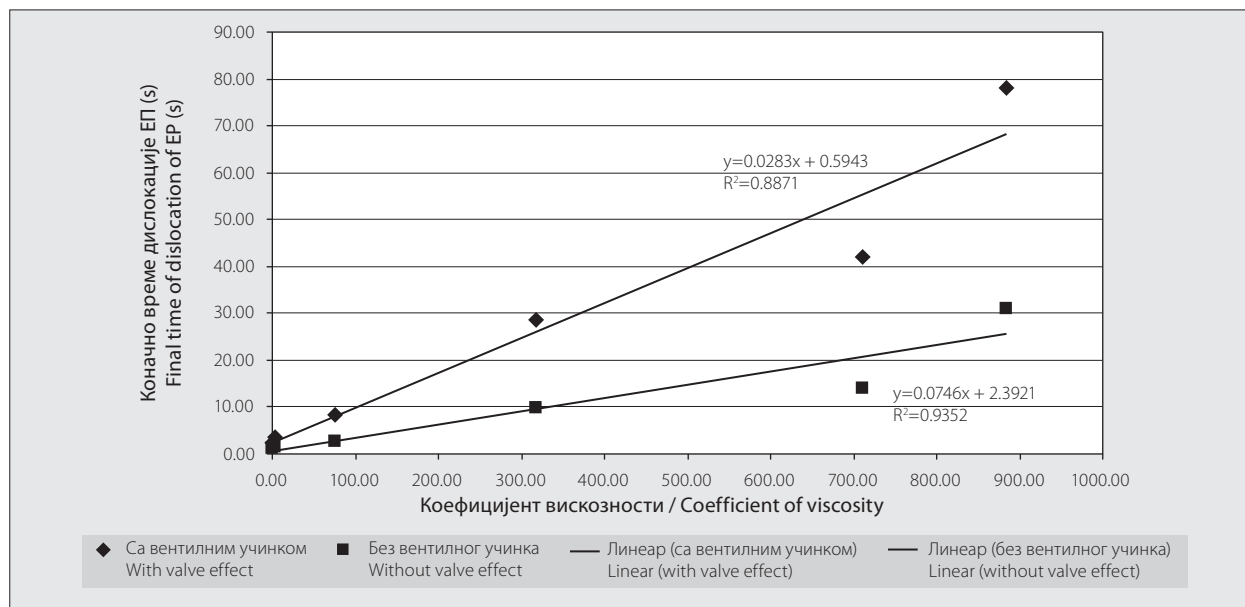
Насупрот томе, за експерименталну течност V_5 и поменути облик експерименталне плоче са вентилним учинком t_d износи 78,20 s, при чему је Δh_D сразмерно већа.

За експерименталну течност (V_6) највећег динамичког вискозитета t_d је продужено и тежи бесконачности. Наиме, у неком коначном (одређеном) опсервационом периоду није дошло до одвајајуће дислокације експерименталних плоча, тако да Δh_D није ни регистрована.

С повећањем коефицијента вискозности испитиваних флуида повећавају се време дислокације (Графи-



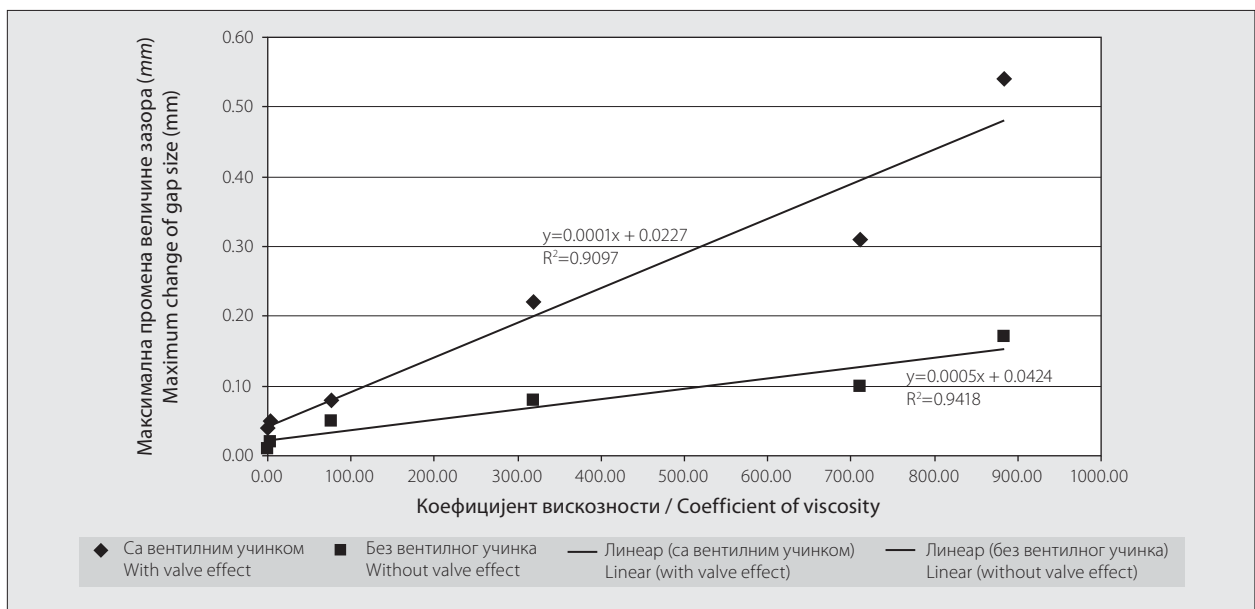
Графикон 1. Корелација између динамичке силе ретенције и вискозитета експерименталних флуида
Graph 1. Correlation between of dynamic retention force and viscosity of experimental fluids



Графикон 2. Корелација између коначног времена одвајајуће дислокације и вискозитета експерименталног флуида
Graph 2. Correlation between of final time of detaching dislocation and viscosity of experimental fluid

Табела 2. Зависност коначног времена одговарајуће дислокације експерименталне плоче (ЕП; t_d [s]) и максималне промене величине зазора (Δh_0 [mm]) од вискозитета експерименталних флуида (mPa·s)**Table 2.** Dependence of final time of appropriate dislocation of experimental plate (EP; t_d [s]) and maximum change of gap size (Δh_0 [mm]) on the viscosity of experimental fluids (mPa·s)

Експериментални флуид Experimental fluid			Коначно време дислокације ЕП (s) Final time of dislocation of EP (s)		Максимална промена величине зазора (mm) Maximum change of gap size (mm)	
Ознака Marker	Агрегатно стање State of aggregation	Коефицијент вискозности Viscosity coefficient	ЕП с вентилним учинком EP with valve effect	ЕП без вентилног учинка EP without valve effect	ЕП с вентилним учинком EP with valve effect	ЕП без вентилног учинка EP without valve effect
V_0	Ваздух Air	0.01±0.005	2.25±0.76	1.25±0.26**	0.04±0.01	0.01±0.003*
V_1	Течност Fluid	3.79±1.11	3.60±1.11	1.35±0.14**	0.05±0.02	0.02±0.006
V_2	Течност Fluid	75.62±19.43	8.40±2.45	2.70±0.56**	0.08±0.02	0.05±0.002**
V_3	Течност Fluid	318.23±95.27	28.50±11.11	9.70±2.11**	0.22±0.03	0.08±0.02**
V_4	Течност Fluid	710.21±150.29	42.00±12.21	14.00±3.11**	0.31±0.08	0.10±0.03***
V_5	Течност Fluid	884.25±127.44	78.20±21.23	31.02±6.52**	0.54±0.04	0.17±0.04***
V_6	Течност Fluid	1309.12±350.21	→∞	→∞	/	/

* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$ **Графикон 3.** Корелација између максималне промене величине зазора и вискозитета експерименталног флуида
Graph 3. Correlation between of maximum change of gap/clearance size and viscosity of experimental fluid

кон 2) и максимална промена величине зазора експерименталне плоче (Графикон 3), на шта указује статистички значајна директна корелација између анализираних варијабли. Добијени коефицијенти корелације (r) између коначног времена одвајајуће дислокације и вискозитета експерименталних флуида били су 0,94 ($p < 0,01$) у групи експерименталне плоче с вентилним учинком, односно 0,97 ($p < 0,01$) у групи експерименталне плоче без вентилног учинка (Графикон 2). Установљена је и снажна позитивна корелација између максималне промене величине зазора и вискозитета експерименталних флуида с коефицијентима просте линеарне корелације од 0,95 ($p < 0,01$) у групи с вентилним учинком, односно 0,97 ($p < 0,01$) у групи без вентилног учинка (Графикон 3).

ДИСКУСИЈА

Вискозитет људске плувачке је променљива величина и условљена многим факторима, као што су: доба дана, функционално стање жлезданог паренхима, утицај психофизичких и хемијских стимуланса, односи електролита и гликопротеида и др. [16, 17]. Додатак адхезива за протезе, у зависности од количине и облика, може да повећа њен вискозитет и до 40 пута [18, 19]. Према резултатима наших испитивања, добијене вредности динамичког вискозитета плувачке биле су 3,95-2,40 mPa·s [18].

Динамичка сила ретенције, индиректно исказана одвајајућом дислокацијом експерименталне плоче, увећава се с повећањем вискозитета експериментал-

не течности [20-27], што у нашем истраживању потврђују високе позитивне вредности Пирсоновог коефицијента корелације (Графикон 1). Величина зазора у условима вискознијих експерименталних течности је већа, па је и увећање динамичке силе ретенције условљено порастом вискозитета. Минималним удаљавањем две површине стварају се услови за повећање потпритиска у простору зазора, те се површине не одвајају при покушају дислокације експерименталне плоче [28, 29, 30].

Повећање зазорног простора изазива пораст потпритиска до одређене границе, на шта указује непостојање статистичке значајности коефицијента корелације за експерименталне флуиде V_1 , V_2 , V_3 и V_5 (Табела 1). Његово даље повећање води драстичнијем смањењу међумолекуларних сила ретенције, које директно зависе од одстојања две површине с интерпонираним течностима [30, 31]. Удео потпритиска у зазорном простору временски је зависна компонента биофизичког дела ретенционог потенцијала, јер при истом вискозитету облик експерименталне плоче с вентилним учинком има знатно већу динамичку силу ретенције од облика експерименталне плоче без вентилног учинка, што доказују и вредности примењеног Студентовог t -теста. Наиме, тотална зубна протеза са добрим вентилним учинком показује добре вредности ретенције и код мање вискозне пљувачке, што није случај код доње тоталне протезе, чија ретенција преважно зависи од вискозитета пљувачке [31].

Интензивније повећање динамичке силе ретенције условљено је оптималним повећањем вискозитета експерименталног флуида (са V_4 на V_5) и удаљавањем експерименталне плоче од свог ослоња, чиме се повећава вредност потпритиска у зазорном простору [17, 18]. Код изразито вискозних експерименталних течности (V_6) чини се да мањи степен растурања њене ограничене количине под дејством дефинисане силе доводи до стварања дебљих слојева и контактне површине мањег обима. Овим се може протумачити појава благог смањења динамичке силе ретенције у односу на ону код експерименталног флуида V_5 , где су установљене и највеће просечне вредности динамичке силе ретенције [32].

Динамичка сила ретенције је управо пропорционална троструком умношку вискозитета и квадрату површина у посредном додиру, као и брзини дислокације, а обрнуто пропорционална трећем степену растојања између плочица, према формули Винклера (*Winkler*) и сарадника [33] добијеној на основу њихове теоријско-математичке анализе. Формула гласи: $DSR = (3\mu a^2 / 2h^3 \times \pi) \times dh/dt$; где је DSR динамичка сила ретенције, μ је вискозитет, h је величина зазора, a је површина плоча, а dh/dt брзина одвајања плоча.

У делу експеримента с вискознијим експерименталним течностима изгледа да је повећање дебљине слоја течности минималан, као и смањење идеалне површине контакта, у односу на вредности вискозитета који, као важан чинилац, доприноси значајнијем повећању динамичке силе ретенције [34].

У другом делу експеримента, смањивањем силе одвајајуће дислокације и њеним фиксирањем на константну вредност ($Fd \downarrow = 4,5 N$), као и повећањем вискозитета експерименталне течности, t_d се може продужити тако да тежи бесконачности (Табела 2). У стварним условима унутрашњи (из непчаних пљувачних жлезда) и спољашњи доток пљувачке довешће до одговарајуће дислокације у неком временском интервалу. При овој, значај вискозитета експерименталне течности је очигледан, с обзиром на то да је дефинисана сила дислокације у сваком поједином случају већа него сила капиларног привлачења [35].

То значи да у случају облика експерименталне плоче без вентилног учинка пад притиска, условљен вентилним односима, не доприноси укупном ретенционом потенцијалу, те остаје само ефекат површинског напона, са стварањем сила капиларног привлачења (Лапласова теорија), што објашњава због чега није било статистички значајне разлике између експерименталних флуида V_1 и максималне промене величине зазора (Табела 2). Ефекат кретања слојева течности (хидродинамички условљена ретенција) даје несумњиво значајан укупан допринос ретенционом потенцијалу, посебно код облика експерименталне плоче с постигнутим вентилним учинком. Дакле, хидростатичке силе одређују допринос ретенцији тоталне зубне протезе само до граничних опсега дејства одвајајуће силе мањег интензитета, услед чијег деловања тотална зубна протеза може теоријски неограничено дуго да остане недислоцирана од свог ослоња. Зато се за овај део биофизички зависног ретенционог потенцијала може употребити израз „временски независно држање тоталне зубне протезе”.

При прекорачењу наведених граничних сила, као и сила капиларног привлачења, услед даљег пратећег пада притиска у зазорном простору, код облика експерименталне плоче с вентилним учинком долази до струјања зазорне течности која води изједначењу притиска спољне средине и тог простора. Интензитет тог струјања (Хаген–Поасејев закон) одређен је вискозитетом зазорног медијума, ефикасношћу вентилних односа, величином смањења притиска у зазорном простору, дужином пута струјања, као и самом величином зазорног простора. Овај механизам биофизичке ретенције тоталне зубне протезе условно се назива „хидродинамичка, временски зависна ретенција”, јер се у функцији времена ефекат вентилних рубова, а последично и вискозитета, умањује. У сваком случају, минимални зазорни простор на нивоу вентилних рубова јесте важан предуслов за временски независно, као и временски зависно, одржавање потпритиска у њему.

Вискозитет експерименталне течности одређује брзину временски зависног струјања са тенденцијом изједначења притиска у зазорном простору. Он, према наводима у литератури, код већих сила дислокације горње тоталне зубне протезе учествује и до 50%, а код доње тоталне зубне протезе понекад и до 100% у биофизички условљеној ретенцији. Све што успорава ток струјања (доток флуида у зазорни простор) са тенден-

цијом изједначавања разлике у притисцима има повољан ефекат на биофизички условљену ретенцију тоталне зубне протезе. Тако, минимални зазор, велика дужина пута струјања, висок вискозитет, површински напон медијума (у довољној количини), као и оптимални вентилни односи, утичу повољно на њу [18, 20].

Површински напон, као чинилац хидростатичких сила капиларног привлачења, често се прецењује, јер пљувачка, према наводима у литератури и према нашим налазима, развија само део површинског напона воде [18]. Појмови „површински напон” и „вискозитет течности” потпуно су независни, али комплементарни по свом утицају на биофизички механизам ретенције тоталне зубне протезе. У том смислу неопходно је издиференцирати сукцесивне, али међусобно интерактивне, фазе статичке и динамичке ретенције тоталне зубне протезе. У различитим функционалним, односно парафункционалним активностима стоматогнатог комплекса, у којима се тотална зубна протеза појављује као активан субјекат, постоје силе различите величине, нападне тачке, правца и смера дејства у односу на њу.

Уопштено посматрано, физиолошке силе мањег интензитета а дужег трајања ($Fd t_d = \text{импулс}$), као што су нпр. интерактивни контакти парепротезне мускулатуре и моделоване површине протезе, теоријски дају исти ефекат у смислу одвајајуће (или приближавајуће) дислокације протезе, као и краткотрајне силе јачег интензитета, проистекле из (не)уравнотежене оклузоартикулационе интеракције. У вези с тиме, одвајајућа сила дислокације је већа од хидростатичких сила, што потврђују и наши налази, па је могуће да дође до губитка ретенције протезе у временском интер-

валу који зависи од вискозитета пљувачке. Висок вискозитет пљувачке често прикрива умањење ретенционог потенцијала условљено другим факторима (сагласно првом експерименту). У нашој студији уочена временска зависност ретенције експерименталне плоче у односу на вискозитет експерименталне течности и сагласности је с резултатима истраживања многих аутора [2, 16, 20, 31].

ЗАКЉУЧАК

Повећање динамичке силе ретенције експерименталне плоче директно зависи од вискозитета медијума. Вероватно неке више граничне вредности вискозитета флуида изнад испитиваних, немогућност истањења слоја експерименталне течности и смањење апсолутне величине зазорног простора стварају неповољности када је у питању почетак одвајајуће дислокације. Поред тога, вентилни рубови долазе у позицију која не обезбеђује максимум перманентног и тензионог контакта с ткивима динамичке зоне ослонца протезе.

Удео присисавања је значајнија, али временски зависна, компонента биофизичког дела укупног ретенционог потенцијала тоталне зубне протезе. То се посебно односи на горњу тоталну протезу, док код доње значајан удео у ретенцији има вискозитет медијума.

С повећањем вискозитета повећава се и просечни временски интервал, а тиме и импулс, коначне одвајајуће дислокације тоталне протезе при примени константне силе одвајајућег смера. Дакле, постоји зависност динамичке силе ретенције од вискозитета медијума.

ЛИТЕРАТУРА

- Swartz WH. Retention forces with different dentures base materials. *J Prosthet Dent.* 1966; 16:458-63.
- Tyson KW. Physical factors in retention of complete upper dentures. *J Prosthet Dent.* 1967; 18:290-7.
- Stamulis S. Physical factors affecting the retention of complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1962; 12:857-64.
- Stanković D, Mladenović D, Ristić K. Značaj kvašljivosti za retenciju totalnih zubnih proteza. *Acta Stomatol Naissi.* 2006; 22(54):633-41.
- Stanković D, Paravina R, Mladenović D. Parcijalni pritisak gasova u pljuvački i njihov uticaj na retenciju totalne zubne proteze. *Maked Stomatol Pregled.* 2000; 24(1-4):27-31.
- Stanković D, Paravina R, Aleksov Lj, Igić A, Stanković J, Stanković N. Uticaj hidratacije gela proteznih ateziva na specifičnu retencionu silu totalnih zubnih proteza. *Acta Medica Medianae.* 2002; 3:15-22.
- Rantonen PJ, Meurman JH. Viscosity of whole saliva. *Acta Odontol Scand.* 1998; 56(4):210-4.
- Ryu M, Ueda T, Saito T, Yasui M, Ishihara K, Sakurai K. Oral environmental factors affecting number of microbes in saliva of complete denture wearers. *J Oral Rehabil.* 2010; 37(3):194-201.
- Park MS, Chang JY, Kim YY, Kang JH, Kho HS. Physical and biological properties of yam as a saliva substitute. *Arch Oral Biol.* 2010; 55(2):177-83.
- Stanković D, Stanković J, Ajduković Z, Igić A, Igić S. Enucleation effect on total teeth prostheses retention. *Facta Universitatis, series Medicine and Biology.* 2002; 2(9):192-4.
- Ristanović D, Simonović J, Vuković J, Radovanović R. *Biofizika.* Beograd – Zagreb: Medicinska knjiga; 1984.
- Obraen WJ, Ryge G. Wettability of poly (methyl metacrylate) treated with silicon tetrachloride. *J Prosthet Dent.* 1965; 15:304.
- Ow RK, Bearn EM. A method of studying the effect of adhesives on denture retention. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(3):332-7.
- Maurizzio A, Spirgi M. La retention des protheses adjointes totales superieure et inferieur. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 1974; 84(10):1063-8.
- Gleston S. Udžbenik fizičke hemije. Beograd: Naučna knjiga; 1967.
- Stokes JR, Davies GA. Viscoelasticity of human whole saliva collected after acid and mechanical stimulation. *Biorheology.* 2007; 44(3):141-60.
- Parc MS, Chang JY, Kim YY, Kang JH, Kho HS. Viscosity and wettability of animal mucin solutions and human saliva. *Oral Dis.* 2007; 13(2):181-6.
- Stanković D. Klinička i eksperimentalna procena pojedinih biofizičkih faktora retencije totalne zubne proteze [doktorska disertacija]. Niš: Medicinski fakultet; 1989.
- Zaman MA, Martin GP, Rees GD. Mucoadhesion, hydration and rheological properties of non-aqueous delivery systems (NADS) for the oral cavity. *J Dent.* 2008; 36(5):351-9.
- Escore R. Saliva and dentures. *J Am Dent Assoc.* 2008; 139(8):1028; author reply 1029.
- Jarvis ITL, Fox RB, Zisman WA. Surface activity at the organic liquid-air interface. V. The effect of partially fluorinated additives on the wettability of solid polymers. In: Fowkes FM, editor. *Contact Angle, Wettability, and Adhesion. Advances in Chemistry.* Vol. 43. Washington DC: American Chemical Society; 1964. p.317-331.

22. Lindstrom RE, Pawelchak J, Heyd A, Tarbet WJ. Physical-chemical aspects of denture retention and stability: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1979; 42(4):371-5.
23. Avant EW. A study of some factors associated with denture retention. *J Prosthet Dent.* 1973; 29(4):383-9.
24. Barbenel JC. Physical retention of complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1971; 26(6):592-600.
25. Craig RG. Physical factors related to denture retention. *J Prosthet Dent.* 1960; 10:459-67.
26. Gibert Y. Role de la tension superficielle et de la viscosite de la saliva en prothese adjointe totale. *Bull Group Int Rech Sc. Stomat et Odont.* 1977; 20(2):165-87.
27. Igić Lj. Change of surface microstructure in the process of making and metalisation a polymethyl metacrylic sample. *Acta Stomatol Naissi.* 1988; 9:25-34.
28. Tarbet WJ, Silverman G, Schmidt NF. Maximum incisal biting force in denture wearers as influenced by adequacy of denture-bearing tissues and the use of an adhesive. *J Dent Res.* 1981; 60(2):115-9.
29. Kapur KK. A clinical evaluation of denture adhesives. *J Prosthet Dent.* 1967; 18:550-8.
30. Driessens FCM. Chemical adhesion in dentistry. *Acta Odontol Scand.* 1980; 27(4):317-23.
31. Blahova Z, Neuman M. Physical factor in retention of complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1971; 25(3):230-5.
32. Goncavles L, Filho JD, Guimaraes JG, Poskus LT, Silva EM. Solubility, salivary sorption and degree of conversion of demithacrylate-based polymeric matrixes. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008; 85(2):320-5.
33. Winkler S, Ortman HR, Ryczek MT. Improving the retention of complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1975; 34(1):11-5.
34. Atkinson Kr, Lo KR, Payne Sr, Mitchell JS, Ingram JR. Rapid saliva processing techniques for near real-time analysis of salivary steroids and protein. *J Clin Lab Anal.* 2008; 22(6):395-402.
35. Stanitz JD. An analysis of the part played by the fluid film in denture retention. *JADA.* 1948; 37(2):168-72.

Correlation between Retention Force of Experimental Plates and Viscosity of Experimental Fluids

Dragan Mladenović¹, Dragutin Stanković¹, Jasmina Stanković², Saša Stanković¹, Lidija Mladenović¹, Mirjana Bošković¹

¹Clinic of Dentistry, Medical Faculty, University of Niš, Niš, Serbia;

²Healthcare Centre, Niš, Serbia

SUMMARY

Introduction Saliva viscosity plays a significant role in the biophysical segment of the total retention potential of total dentures.

Objective The aim of the paper was to establish the dependence of dynamic retention force of experimental plates on experimental fluid viscosity and especially time dependence of these parameters, following at the same time relative changes of the distance between the experimental plate and dentures support established by the dislocation of the experimental plate in both directions.

Methods For experimental verification we used an original device with the aim to enable *in vivo* simulation on the phantom made of the upper total denture prosthesis support and experimental plate. The experiment consisted of two parts. In the first part we determined the value of the dynamic retention force with plates without and with achieved ventilation effect. In the second part we determined time dependence of the dynamic retention force of experimental plates on the viscos-

ity of experimental fluids that had been priorly determined on identical samples (8 ml of experimental fluid samples) using a rotational viscometer (Haake RV-12) with a sensor (MV, Germany).

Results Under the conditions of variable viscosity rates of seven experimental fluids (from 0.02 to 1309.04 mPa·s), we registered the time dependence of dynamic retention force of the experimental plate related to fluid viscosity during the action of the continual dislocating force of the separating directions. In addition, the maximal height of the dislocation of the experimental plate was registered. The dynamic retention force, manifested by the separating direction of the experimental plate dislocation, was increased concurrently with increased viscosity.

Conclusion The increase of dynamic retention force depends directly on medium viscosity. Close border values of fluid viscosity above the investigated ones, the impossibility of experimental layer thinning and the decrease of distance height probably influence the onset of separating dislocation.

Keywords: viscosity; dynamic retention force; experimental fluids; experimental plate

Примљен • Received: 25/03/2010

Ревизија • Revision: 01/06/2010

Прихваћен • Accepted: 11/07/2011