

ДИСТРИБУЦИЈА НА ОКЛУЗАЛНИ ВЕРТИКАЛНИ СИЛИ КАЈ МОСТОВНА КОНСТРУКЦИЈА СО ДВА НОСАЧИ И ДИСТАЛНО ПРОДОЛЖЕН ЧЛЕН

UDC: 616.314-76

Изворен научен труд

Вујасин С.¹, Бундевска Ј.², Кокаланов В.³, Дејаноска Т.⁴, Ванковски В.¹, Василева-Гешоска К.¹

¹Факултет за дентална медицина, ЕУРМ, Скопје, РМ

²Стоматолошки факултет, Стоматолошка протетика, УКИМ, Скопје, РМ

³Факултет за компјутерски науки, нумерички анализи и применета математика, УГД, ШТИП, РМ

⁴ПЗУ „Дентал Интернационал“ - Скопје

Апстракт

Дистрибуција на оклузални вертикални сили на забите кај дистално продолжената мостовна конструкција е различна од дистрибуцијата на класичната мостовна конструкција. Во трудот анализирана е дистрибуција на оклузални вертикални сили кај мостовна конструкција со три оклузални единици, кај малку скратен забен низ. Анализата беше направена со примена на метод на конечни елементи (МКЕ). Оптоварувањето е на сите членови на мостовната конструкција со сили од 0.5-512N. Резултатите покажуваат дека вредностите на дистрибуираните сили се во границите на познатите вредности на сили за премолари. Меѓутоа постои нерамномерна дистрибуција на сили на двата заби носачи. Најголема сила се дистрибуира на дисталниот заб носач. Поместувањата се во границите на нормалните вредности за поместување на забите.

Клучни зборови: мостовна конструкција, дистално продолжен член, скратен забен низ, вертикални оклузални сили, Метод на конечни елементи (МКЕ), поместување

Abstract

Distribution of occlusal vertical tooth forces in distally extended bridge structures is different from the distribution of classical bridge structures. The study analyzes the distribution of occlusal vertical forces in a bridge construction with three occlusal units in a slightly shortened dental arch. The analysis was done using the finite element method (FEM). The load is on all units of the bridge construction with forces of 0.5-512N. The results show that the values of the distributed forces are within the limits of the known values of the forces for premolars. However, there is an uneven distribution of forces on both abutment teeth. The largest force is distributed to the distal abutment tooth. Movements are within the boundaries of the normal value for teeth movement.

Keywords: *bridge construction, cantilever bridge, shortened dental arch, occlusal forces, Finite Element Method (FEM), displacement*

Вовед

Дистрибуција на оклузални вертикални сили на забите носачи кај дистално продолжената мостовна конструкција е различна од дистрибуцијата кај класичните мостовни конструкции.

Correia и сораб. (2009) сметаат дека под влијание на цвакалните сили деформациите кај продолжената мостовна конструкција се многу поголеми отколку кај класичните, поради физичките принципи кои произлегуваат од тоа што продолжениот член делува како еднокрак лост.

Според Laurell (1985) и Awadalla и сораб. (1992) кај дистално продолжена мостовна конструкција поголеми сили се дистрибуираат на дисталниот заб носач за кој е прицврстен дистално додадениот член, а на мезијалниот заб носач има дистрибуирано помали сили.

За да се намали ефектот на еднокрак лост на продолжениот член, Edward (2012), Jeong и сораб. (2003) и Prashanti и сораб. (2010) препорачуваат оклузалната површина на продолжениот член да се намали, на него да нема оклузални контакти при статичка и динамичка оклузија.

За да се сочува интегритетот на потпорните ткива Sharma и сораб. (2012) сметаат дека планирањето на мостовната конструкција мора да обезбеди оптимално сигурна стабилност, статика на конструкцијата при делување на цвакалните сили.

Milas (2012) препорачува кај продолжената мостовна конструкција да се направи урамнотежена оклузија апсолутно без интерференци.

Fratila и сораб. (2012) пак велат дека дистално продолжена мостовна конструкција не може да биде во динамичка рамнотежа и предлагаат секоја таква конструкција да има најмалку два носача.

Постојат повеќе различни податоци за вредностите на максималните оклузални сили, но според Stanišić-Sinobad (2001) најчесто тие се во границите од 160-240N, на заби во фронталната регија и од 490-1000N во моларната регија.

Според Ferrario и сораб. (2004), како и Tortopidis и сораб. (1998) оклузалната сила варира во различни региони на забниот низ.

За нормалната функција на цвакалниот ситем релевантни се функционалните цвакални сили, бидејќи појавата на болка како лимит фактор го штити цвакалниот ситем од прекумерни максимални сили. Ова го потврдуваат и Johnsen и сораб. (2007) со испитувањето на јачината на оклузалната сила кај исти испитаници без и со анестезија.

Himmlová и сораб. (2007) кај испитаници со природни интактни забни низи измерила приближна вредност на обичните сили при цвакање со вредност од околу 135N.

Според Lundeenu и Gibbs (1982) и Biswas и сораб. (2013) максималната функционална сила која се јавува во тек на актот на цвакањето изнесува 280N.

Sato (1971) и Lundeenu и Gibbs (1982) велат дека функционалните цвакални сили се 35-45% од измерените максимални оклузални сили.

Ye и сораб. (2015) измериле средни вредности на функционалните цвакални сили за премоларните заби од 39-66N.

Braun и сораб.(1995) велат дека вредностите на функционалните цвакални сили се движат од 3.5-350N.

Според Waltimo и Koponen (1993) функционалните мастикаторни сили кај Европејците и Американците се движат од околу 60-100N.

Guo и сораб. (2009) констатирале дека стрес силите на периодонталниот лигамент кај дистално продолжена мостовна конструкција се зголемуваат пропорционално со зголемувањето на силата на оптоварување.

При дејство на оклузални вертикални сили, забите се поместуваат во периодонталниот простор. Во литературата постојат различни, но сепак апроксимативно блиски вредности за поместување на забите во периодонталниот простор. Една од најрелевантните причини за тоа е, тоа што периодонталниот простор е менлива средина.

Според Miura (1995) нормалните вредности на поместувањето на забите изнесуваат помеѓу 50 и 150 μm , а според Cohen и Orenstein забите со здрав пародонтален лигамент имаат движење помеѓу 50 и 200 μm .

Цел

Цел на трудот е да се направи анализа на дистрибуција на оклузални вертикални сили и поместување на забите носачи на мостовна конструкција, со два заби носачи и еден дистално продолжен член т.е. три оклузални единици, кај малку скратени забни низи.

Материјал и метод

Испитувањето е направено на компјутерскиот модел за чија изработка е користен модел од долна вилица со малку скратен забен низ.

Компјутерските анализи и генерирањето на мрежата на конечни елементи е направено со компјутерски софтвер SOFISTIK за деформациски стрес-анализи произведени во Нирнберг, Германија.

Методот на конечни елементи претставува нумерички метод на истражување, со кој испитуваниот објект или структура (континуум) се поделува на определен број на елементи со мали димензии и определена основна геометриска форма (конечни елементи). Конечните елементи се поврзани со дискретни точки (јазли) и на тој начин прават мрежа на конечни елементи, односно една целина на

континуумот. Преку анализа на конечните елементи се прави анализа на целиот континуум или на одредени негови делови.

Континуумот во нашето испитување претставува модел на долна вилица со малку скратен забен низ врз кој е моделирана дистално продолжена мостовна конструкција со три оклузални единици, два заби носачи 45, 44 и дистално продолжен член 46.

Вредностите кои беа потребни за моделирање на забите, периодонталниот лигамент, градивните материјали за мостовната протетичка конструкција и интензитетот на силите, земени се од литературни податоци.

Според Magne (2007), Lin и сораб. (2008) и Dorow и сораб. (2002) ткивата на природните заби се анизотропни, односно имаат различни модули на еластичност, особено периодонталниот елемент, поради што во нашето истражување е применета нелинеарна анализа.

Коскено ткиво е моделирано како круто, бидејќи беа следени само силите кои се дистрибуираат во периодонталниот лигамент.

Времетраењето на силата на оптоварување не беше земено како фактор за анализа.

Во истражувањето се применети симулирани вертикални оклузални сили, затоа што се смета дека тие се и најголеми и ја чинат основата на цвакањето од 0.5-512N.

Следена е дистрибуцијата на оклузалните вертикални сили и поместувањето на забите при истовремено оптоварување на двата заби носачи и дистално продолжениот член.

Статистичката анализа на добиените податоци беше направена со помош на компјутерскиот програм Statistica 7.0.

Резултати

По направените испитувања дојдовме до следниве резултати кои се прикажани во табели и слика.

На табела 1 прикажани се добиените вредности за дистрибуирани оклузални вертикални сили на забите носачи кај дистално продолжена мостовна конструкција со три оклузални единици при истовремено оптоварување на двата заби носачи 44, 45 и дистално продолжениот член 46.

Табела 1. Дистрибуција на оклузални вертикални сили врз забите носачи кај испитуваната мостовна конструкција

F заби	0.5N	1 N	2 N	4 N	8 N	16 N	32 N	64 N	128 N	256 N	512 N
46	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
45	- 0,36	- 0,73	- 1,46	- 2,97	- 2,97	- 13,05	- 27,55	- 55,68	- 110,96	- 227,74	- 454,41

44	-	-	-	-	-	-2,96	-4,44	-8,29	-12,48	-28,20	-45,92
Вкупно	0,14	0,27	0,55	1,04	1,04	16,01	32,00	63,97	123,44	255,94	500,33

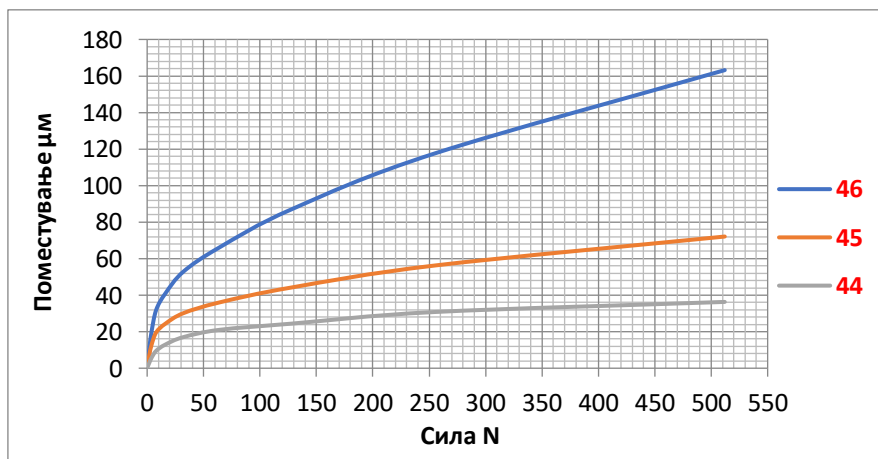
На табела 2 прикажани се добиените вредности за процентуалната дистрибуција на оклузални вертикални сили на забите носачи кај дистално продолжена мостовна конструкција со три оклузални единици при истовремено оптоварување на двата заби носачи 44, 45 и дистално продолжениот член 46.

Табела 2. Процентуална дистрибуција на оклузални вертикални сили врз забите носачи кај испитуваната мостовна конструкција

F заби	0.5 N	1 N	2 N	4 N	8 N	16 N	32 N	64 N	128 N	256 N	512 N
46	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
45	72,82	72,70	72,77	74,08	74,08	81,49	86,11	87,04	89,89	88,98	90,82
44	27,18	27,30	27,23	25,92	25,92	18,51	13,89	12,96	10,11	11,02	9,18
Вкупно	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
о	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Кај мостовната конструкција со три оклузални единици, најголемо поместување има дистално продолжениот член 46, потоа дисталниот заб носач 45, па мезијалниот заб носач 34 (слика 1).

Слика 1. Поместување на забите носачи кај испитуваните мостовни конструкции



Дискусија

Цвакалната сила е резултат на комбинирана акција на цвакални мускули, биодинамика на долна вилица и рефлексни механизми. Познавањето на карактеристиките на цвакалните сили е особено значајно за планирање на протетичките изработки.

Денес постојат повеќе методи и техники за мерење и анализа на цвакалните сили и нивната дистрибуција врз потпорните ткива.

Во нашето истражување применет е метод на конечни елементи, а карактеристиките на испитуваните структури се земени од податоците на Bartakova и сораб. (2003), Панчевска (2004) и Li (2006) и сораб.

Резултатите од табела 1 покажуваат дека при оптоварување на двата заби носачи 45, 44 и на дистално продолжениот член 46 најголема количина на сила се дистрибуира на дисталниот заб носач 45 кој е непосредно до дистално продолжениот член 46. На дисталниот заб носач се дистрибуираат трипати поголеми сили отколку на мезијалниот, за малите сили, а дури десет пати се поголеми за силите над 100N. Дистрибуираните сили кај двата носачи приближно двојно се зголемуваат за секоја наредна аплицирана јачина на сила. Дистрибуираните сили на оптоварување се во рамките на функционалните цвакални сили на премоларите.

Апроксимативни вредности за карактеристиките на дистрибуираните сили, во однос на јачината на дистрибуираната сила, правецот на делување и зависноста од јачината на аплицираната сила ја опишуваат повеќе автори, меѓу кои се Johnsen и сораб. (2007), Biswas1 и сораб. (2013), Himmlová и сораб. (2007).

При аплицирање на сила над 500N на дисталниот заб носач се аплицираат сили кои се многу повисоки од познатите вредности за сили на премоларите. Меѓутоа во објективни услови во цвакалниот ситем не очекуваме на премоларите да се развијат сили од 500N или поголеми, како последица на невромускуларната контрола на цвакалните сили и феноменот на болка.

Процентуалната дистрибуција на оклузални вертикални сили на забите носачи при истовремено оптоварување на двата заби носачи 45, 44 и на дистално продолжениот член 46 покажува дека, поголема количина на сила се дистрибуира на дисталниот заб носач. Процентот на дистрибуираната сила на дисталниот заб носач се наголемува со наголемување на аплицираната сила, а се намалува на мезијалниот заб носач. На дисталниот заб носач се дистрибуира трипати поголем процент отколку на мезијалниот за малите сили, а дури десет пати се поголеми за силите над 100N. Слични резултати прикажуваат Awadalla и сораб. (1992) и Laurell и сораб. (1985).

Поголемиот процент на дистрибуирана сила на дисталниот заб носач е поради тоа што дистално продолжениот член делува како еднокрак лост, а дисталниот носач е хипомоклион на лостот. До исти заклучоци дошол и André и сораб. (2009).

Кај мостовната конструкција со три оклузални единици, најголемо поместување има дистално продолжениот член 46, потоа дисталниот заб носач 45, па мезијалниот заб носач 34.

При истовремен контакт на сите членови очигледно е дека се случува ротација на конструкцијата со центар некаде на дисталниот заб носач.

Поместувањето на забите носачи е во исти правец со правецот на делувањето на аплицираната сила и се наголемуваат со наголемувањето на јачината на аплицираната сила.

Добиените вредности за поместување на забите носачи при дејство на сили се во рамките на нормалните вредности за поместување на забите со здрав пародонтален лигамент помеѓу 50 и 150 μm , објавени од Miura (1995) и Cohen и Orenstein (1994) дури и за максималните оклузални сили за премолари од 280N.

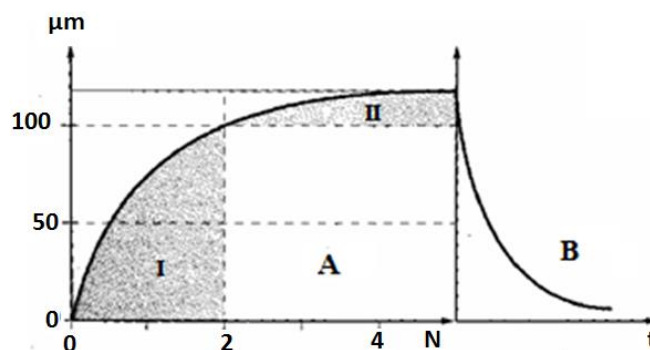
Поместувањето на дистално продолжениот член нема клиничко значење, бидејќи од хигиено-профилактички аспект, членот треба да отстојува од гингивата најмалку 0,5 mm.

Поместувањата на забите се поинтензивни при дејство на малите сили од околу 15-20N, а потоа се со намален интензитет. Тоа значи дека моделираниот периодонтален лигамент во почетокот на оптоварувањето е многу еластичен, а потоа станува се покрут односно настанува состојба на хитереза на периодонталниот лигамент. Ваквото однесување на моделот е приближно со парадонтограмот на забите при дејство на оклузални сили опишан од Малиновска и сораб. (2005).(слика 2)

Слика 2. Парадонтограм: А) фаза на делување на оклузална сила:

I) примарно поместување, II) секундарно поместување

B) фаза на престанок на силата



Во суштина најголемо поместување на забите се случува за време на примарното оптоварување сè додека не се постигне одредена крутост на периодонталниот лигамент. Секундарното поместување е помало, бидејќи е резултат на еластичноста на тврдите ткива и еластичноста на веќе меко крутиот периодонтален лигамент. Резултатите за поместување на забите во ова истражување се однесуваат само за примарното оптоварување, бидејќи коскениот ткиво во испитуваниот модел се третира како круто.

Заклучок

Врз основа на добиените резултати можеме да заклучиме дека математичкиот модел функционира добро.

Добиените резултати за дистрибуираните сили на забите носачи се во границите на познатите вредности на функционалните сили за премолари.

Пости нерамномерна дистрибуција на сили на двата заби носачи кај испитуваната мостовна конструкција.

Најголема сила се дистрибуира на дисталниот заб носач.

Поместувањата се во рамките на нормалните вредност за поместување на забите.

Потребен е сериозен пристап при планирање на статиката и оклузијата на ваквата мостовна конструкција.

Литература

1. André Ricardo Maia Correia **a** João Carlos Sampaio Fernandes **b** José Carlos Reis Campos **c** Mário Augusto Pires Vaz **d** Nuno Viriato Marques Ramos **d**. Stress analysis of cantilever-fixed partial denture connector design using the finite element method. Rev. odonto ciênc. 2009;24(4):420-425.
2. Awadalla HA1, Azarbal M, Ismail YH, el-Ibiari. Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. J Prosthet Dent. 1992 Aug;68(2):243-8.
3. Bartakova S., Suchanek J., Miculka J., Vanek J.. Computer simulation of bone tissue response to a partial removable denture fitted to a lower jaw. Scripta Medica (Brno) 2003; 76(1): 21-28.
4. Biswas S Bag2& S Pal3BIOMECHANICAL ANALYSIS OF NORMAL AND IMPLANTED TOOTH USING BITING FORCE MEASUREMENT. International Journal of Engineering and Applied Sciences, 2013, 4 (2): 17- 23
5. Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, et al. A study of bite force, part 1; Relationship to various physical characteristics. Angel Orthod 1995; 65(5): 367-72.
6. Dorow C1, Krstin N, Sander FG. Experiments to determine the material properties of the periodontal ligament. J OrofacOrthop. 2002 Mar;63(2):94-104
7. Edward E. Hill, DDS., Decision-Making for Treatment Planning a Cantilevered Fixed Partial Denture. November/December 2009 Issue - Expires December 31st, 2012
8. Ferrario V, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia G. Singletooth bite forces in healthy young adults. J Oral Rehabil 2004;31(1):18-22.
9. Fratila C., Vasiloaica S., Silivasan S., Sebesan V., Boitor V. , StefL. Analysis of stress within the bridge and dental periodontal aggregate with one and two teeth support using photoelasticity. Digest Journal of Nanomaterials and Biostructures. 2012; 3(7): 1149 – 1155

10. Guo Y., Tang L., Pan Y.H., [Three-dimensional finite element analysis of the stress in abutment periodontal ligament of cantilever fixed bridge under dynamic loads]. *Zhonghua Kou Qiang Yi XueZaZhi*. 2009; 44(9):553-741.
11. Himmlová, Lucie & Goldmann, T & Konvickova, Svatava. (2007). Masticatory force measurement in natural dentition. [Journal of Biomechanics](#) 40 (2) · December 2007 with 6 Reads DOI: [10.1016/S0021-9290\(07\)70638-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(07)70638-3)
12. Jeong C.M., Caputo A.A., Wylie R.S., Son S.C., Jeon Y.C. Bicortically stabilized implant load transfer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:59-65
13. Johnsen S.E., Svensson K.G., Trulsson M., Forces applied by anterior and posterior teeth and roles of periodontal afferents during hold-and-split tasks in human subjects. *Exp Brain Res*. 2007;178(1):126-34
14. Laurell L. Occlusal forces and chewing ability in dentitions with cross-arch bridges. *Swed Dent J Suppl*. 1985;26:160p.
15. Li L. et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J* 2006; 119(4):305-311.
16. Lin CL, Chang YH, Liu PR. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: A finite element study. *J Dent*. 2008;36(3):194-203
17. Lundeen HC, Gibbs CH. *Advances in occlusion*. Boston: J. Wright-PSG; 1982.
18. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*. 2007;23(5):539-48.
19. MALINOWSKA JOLANTA, SOWIŃSKA MAGDALENA, BORGIEŁ WŁADYSŁAW. Mechanical properties of human tooth approximated with overdamped oscillators. [Acta of Bioengineering and Biomechanics](#). 2005 | Vol. 7, nr 1 | 59-67.
20. Milas I., Fiksnoprotetska terapija mostovima., diplomski rad., Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet Zagreb, svibanj 2012.
21. Miura H. A measuring method of the three-dimensional tooth displacements. (in Japanese with English abstract). *J Jpn Soc Stomatognath Funct*, 1995; 2:2-10
22. Панчевска С. Математички модел за определување на дистрибуцијата на оклузалните сили кај мандибуларна двострана терминална беззабност. (магистерски труд) Скопје, 2004.
23. Prashanti E, Sajjan S, Kumar M. Comparison of stress patterns and displacement in conventional cantilever fixed partial denture with resin bonded cantilever fixed partial denture: A finite element analysis. *Indian J Dent Res [serial online]* 2010 [cited 2017 Jan 25];21:59-62. Available from: <http://www.ijdr.in/text.asp?2010/21/1/59/62797>
24. Sato Tomohiko . STUDIES ON THE MOMENTARY OCCLUSAL FORCES OF THE NORMAL PERMANENT PREMOLARS AND MOLARS. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi* 1971 Volume 15 Issue 2 Pages 291-303. <https://doi.org/10.2186/jjps.15.291>
25. Stanišić-Sinobad D. *Osnovi gnatologije*. Beograd: BMG; 2001

26. Tortopidis D, Lyons M, Baxendale R, Gilmour W. The variability of bite force measurement between sessions indifferent positions within the dental arch. *J Oral Rehabil* 1998;25(9):681–6.
27. Waltimo A, Kononen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite forces values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 1993; 101:171–5.
28. Ye Y1, Di P1, Jia S1, Lin Y2. Occlusal force and its distribution in the position of maximum intercuspation in individual normal occlusion: a cross-sectional study. *Zhonghua Kou Qiang Yi XueZaZhi*. 2015 Sep;50(9):536-9.