

УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ

Антонијевић С. Ђорђе

ВАРИЈАЦИЈЕ РЕНДГЕНСКЕ СЛИКЕ
ЦЕМЕНТНИХ МАТЕРИЈАЛА И
КОМПОЗИТНИХ КОЧИЋА ЗАВИСНО ОД
ЊИХОВОГ САСТАВА И ПРИМЕЊЕНЕ
РАДИОГРАФСКЕ МЕТОДЕ

Докторска дисертација

Београд, 2012

UNIVERSITY OF BELGRADE
FACULTY OF DENTISTRY

Antonijevic S. Djordje

VARIATIONS OF RADIOGRAPHIC
IMAGES OF DENTAL LUTING CEMENTS
AND COMPOSITE POSTS DEPENDING
ON THEIR COMPOSITION AND
RADIOGRAPHIC SYSTEM USED

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2012

Ментор

Обрадовић-Ђуричић Косовка, редовни професор Стоматолошког факултета
Универзитета у Београду

Чланови комисије

Додић Слободан, ванредни професор Стоматолошког факултета Универзитета у
Београду

Ракочевић Зоран, редовни професор Стоматолошког факултета Универзитета у
Београду

Тодоровић Александар, редовни професор Стоматолошког факултета
Универзитета у Београду

Зрилић Милорад, ванредни професор Технолошко - металуршког факултета
Универзитета у Београду

Пушкар Татјана, доцент Медицинског факултета Универзитета у Новом Саду

Мојој породици и Ивани за подршку и охрабрење.

Наслов: Варијације рендгенске слике цементних материјала и композитних кочића зависно од њиховог састава и примењене радиографске методе

Резиме

Циљеви. У складу са захтевима које прописује међународна организација за стандардизацију (ISO) рендгенконтрастност денталних цемената и денталних кочића треба да буде већа од рендгенконтрастности исте дебљине алуминијума. Циљеви спроведених *in vitro* истраживања били су да се: утврди рендгенконтрастност различитих врста денталних цемената на дигиталној радиографији уз употребу ЦЦД дигиталног сензора, испита капацитет различитих радиографских метода да се испита рендгенконтрастност материјала зависно контрастног средства присутног у материјалу, установи рендгенконтрастност различитих врста денталних кочића и њихова минимална клинички прихватљива рендгенконтрастност и да се испитају могућности конвенционалне и дигиталне радиографије у дијагностиковању заосталог вишка цемента на абатменту након цементирања протетских рестаурација.

Материјали и методе. Пет категорија цемената за цементирање протетских надокнада је коришћено: два цинк фосфатна цемента (Cegal N и Harvard Zinc Phosphate), два цинк поликарбоксилатна цемента (Harvard Polycarboxylate и Hoffmann's Carboxylate), три глас јономерна цемента (Ketac Cem Easymix, Ketac Cem Radiopaque и Fuji I), један смолом модификовани глас јономерни цемент (Rely X Luting) и пет композитних цемената (Multilink Automix, Variolink II, Speed SEM, Rely X Unicem Automix и Variolink Veneer). Узорци глеђи и дентина су коришћени као контрола. По пет узорака сваког материјала пречника 8 mm и дебљине 1 mm је припремљено и радиографисано заједно са узорцима хуманих зубних ткива и алуминијумским еталоном уз помоћ Trophy RVG дигиталног сензора (Trophy Radiology, Cedex, France). Рендгенконтрастност материјала је

изражавана у еквивалентној дебљини алуминијума и анализирана уз помоћ ANOVA и Tukey теста ($P < 0,05$).

За установљивање способности радиографског метода да детектује материјал на радиограму зависно до контрастног средства присутног у материјалу направљени су експериментални цементи мешањем акрилата са следећим контрастним средствима: цинк оксид (ZnO), цирконијум оксид (ZrO₂), титанијум диоксид (TiO₂), баријум сулфат (BaSO₄), јодоформ (CHI₃), бизмут оксид (Bi₂O₃) и итербијум трифлуорид (YbF₃). По пет узорака сваког материјала је радиографисано заједно са алуминијумским еталоном на денталном Е брзом филму (Eastman Kodak Company, Rochester, NY) и ЦЦД дигиталном сензору (Trophy Radiology). Рендгенконтрастност материјала је изражена конвертовањем радиографске густине узорака изражене у виду оптичке густине или тона сиво - беле скале у еквивалентну дебљину алуминијума.

За испитивање рендгенконтрастности денталних кочића употребљени су следећи узорци кочића: један метални кочић NTi (Т) (Kahla GhhM, Germany), један цирконијумски керамички кочић Cosmopost (С) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) и пет кочића ојачаних влакнима Glassix (G) (Harald Nordin SA, Chailly/Montreux, Switzerland), Easypost (E) (Dentsply, Surrey, UK), Rely X Fiber Post (RXF) (3MESPE, MN, USA), FRC Postec Plus (FRC) (Ivoclar Vivadent) and Cytec Blanco (CB) (Hahnenkraat, Konigsbach-Stein, Germany). Кочићи су постављени на ЦЦД дигитални сензор (Trophy Radiology) и радиографисани заједно са алуминијумским еталоном који је био направљен од листића алуминијумске легуре 1100 дебљине 1 mm. Машина за радиографисање је била подешена на напон од 60 kVp, струју јачине 7 mA, време експозиције од 0,114 s и удаљеност извора зрачења од објекта радиографисања од 35 cm. Рендгенконтрастност је изражавана прављењем корелације тона сиво - беле скале узорака са дебљином алуминијума. Такође је вредност рендгенконтрастности претварана у милиметре алуминијума по милиметру материјала. Артефицијални алуминијумски кочићи дебљине од 0,6 mm до 1,2 mm са повећањем дебљине сваког наредног кочића за по 0,2 mm су постављани у мандибуларне очњаке и радиографисани како би се открила минимална рендгенконтрастност кочића која омогућава њихову визуелизацију у каналу корена зуба.

За испитивање могућности конвенционалне и дигиталне радиографије да се визуелизују вишкови цемената уз абатмент направљени су артефицијални вишкови цемената од алуминијума и четири различита цемента који се користе у клиничкој пракси (Harvard Zinc Phosphate, Ketac Cem Easymix, Rely X Unicem Automix и Speed CEM) са различитим мезиодисталним, оклузогингивалним и букооралним дијаметром и радиографисани на Е брзом денталном филму (Insight Kodak) и уз употребу ЦЦД дигиталног сензора (Trophy Radiology). Пет искусних клиничара је упитано да идентификује најмању дебљину цемента која се може детектовати на радиограмима.

Резултати. Сви испитивани цемента осим Variolink Veneer-а су показали статистички значајно већи степен рендгенконтрастности од дентина ($P < 0,05$). Rely X Unicem Automix, глас јономерни и смолом модификовани глас јономерни цемента показали су рендгенконтрастност која није била статистички значајно већа од рендгенконтрастности глеђи ($P < 0,05$). Цинк фосфатни, цинк поликарбоксилатни и три композитна цемента показали су рендгенконтрастност која је била статистички значајно већа од рендгенконтрастности глеђи ($P < 0,05$).

Двосмерном анализом варијансе (ANOVA) није се пронашла статистички значајна разлика између конвенционалног и дигиталног система радиографисања након употребе различитих контрастних средстава ($P > 0,05$), али је била статистички значајно различита у зависности од употребљеног контрастног средства ($P < 0,001$), као и интеракције та два фактора ($P < 0,05$). Упарени t тест показао је да је постојала статистички значајна разлика између рендгенконтрастности на денталном филму и дигиталном сензору када су коришћени метакрилат, све концентрације $BaSO_4$ и CH_3 , 10% и 20% додатка ZrO_2 and Bi_2O_3 и 10% и 30% додатка YbF_3 ($P < 0,05$).

Једносмерна ANOVA и Tukey тест показали су статистички значајну разлику у рендгенконтрастности испитиваних кочића ($P < 0,05$). Цирконијумски керамички кочић С испољио је рендгенконтрастност (9,21 mm Al) која је била статистички значајно већа од рендгенконтрастности титанијумског кочића Т (4,69 mm Al) и кочића ојачаних влакнима ($P < 0,001$). Средње вредности рендгенконтрастности за кочиће ојачане влакнима биле су: FRC 2,77 mm Al, RFX

2,27 mm Al, G 2,19 mm Al, E 2,13 mm Al и CB 2,12 mm Al. Минимална вредност рендгенконтрастности која је била неопходна за визуелизацију кочића у каналу корена зуба била је 1,2 mm Al.

Двосмерна анализа варијансе (ANOVA) показала је да су мезиодистални дијаметар узорака, врста детектора и врста цемента утицали значајно на минималну вредност рендгенконтрастности артефицијалног вишка цемента уз абатмент ($P < 0,05$). Супротно томе оклузогингивални дијаметар узорка и врста околне структуре нису били значајни за откривање вишка цемента ($P > 0,05$). Минимална вредност рендгенконтрастности вишкова цемента која омогућава визуелизацију вишка цемента мезиодисталног промера 0,1 mm била је 2,2 mm Al на конвенционалном радиограму и 1,7 mm Al на дигиталном сензору.

Закључци. Већина испитиваних цемената за цементирање фиксних стоматолошких надокнада показали су задовољавајући степен рендгенконтрастности. Рендгенконтрастност денталних цемената зависи више од присуства елемената са високим атомским бројевима него од њихове категорије. Може се очекивати да материјали који у свом саставу садрже јодоформ или баријум испоље већи степен рендгенконтрастности на дигиталној него на конвенционалној радиографији. Сви испитивани дентални кочићи испољили су рендгенконтрастност која је била већа од 1 mm алуминијума који је прописан у релевантним ISO стандардима и могу се сматрати прихватљивим за употребу у клиничкој пракси. За откривање малих количина вишкова цемената уз абатмент дентални цементи морају да поседују већи степен рендгенконтрастности од оног који је прописан ISO стандардима. Дигитална радиографија пружа боље могућности за детектовање вишкова цемената од конвенционалне радиографије. Након цементирања рестаурација са дубоким субгингивалним положајем демаркације на имплантима неопходно је направити дигиталне радиограме како би се верификовало присуство или одсуство потенцијалних вишкова цемената.

Кључне речи: цемент; рендгенконтрастност; контрастно средство; дентин; композитни кочић; имплант.

Научна област: Стоматологија.

Ужа научна област: стоматолошка протетика.

УДК број: 615.46:616.314-073.7(043.3)

Title: Variations of radiographic images of dental luting cements and composite posts depending on their composition and radiographic system used

Abstract

Objectives. According to the International Standard Organization (ISO), the radiopacity of luting cements and dental posts should be equal to or greater than that of aluminum. The aims of these in vitro studies were: to determine the radiopacity of 13 commercially available dental luting cements and compare it with that of human enamel and dentin, to investigate the capacity of various radiopacifying agents to produce the difference in radiopacity on film and a CCD - based digital sensor, to evaluate the radiopacity of seven commercially available dental posts and determine the minimum radiopacity value necessitated for their clinical evaluation and to determine the threshold radiopacity value for detection of small thicknesses of dental luting cements in adjacent to implant abutment.

Materials and Methods. Five classes of luting cements were evaluated: zinc phosphate (Cegal N and Harvard Zinc Phosphate), zinc polycarboxylate (Harvard Polycarboxylate and Hoffmann's Carboxylate), glass ionomers (Ketac Cem Easymix, Ketac Cem Radiopaque and Fuji I), resin-modified glass ionomer (Rely X Luting), and resin cements (Multilink Automix, Variolink II, Speed CEM, Rely X Unicem Automix and Variolink Veneer). Teeth slices served as controls. Five specimens of each material measuring 8 mm in diameter and 1 mm thick were prepared and radiographed alongside tooth slices and an aluminum stepwedge using a Trophy Radiovisiography (RVG) sensor (Trophy Radiology, Cedex, France). The radiopacity values were expressed in mm Al and analyzed by the ANOVA and Tukey tests ($P < 0,05$).

For determination of radiographic system capacity to detect material's radiopacity depending on the radiopacifier present within experimental cements were formulated by mixing metacrylate with the following radiopacifying agents: zinc oxide (ZnO), zirconium oxide (ZrO₂), titanium dioxide (TiO₂), barium sulphate (BaSO₄), iodoform (CHI₃), bismuth oxide (Bi₂O₃) and ytterbium trifluoride (YbF₃). Five specimens of each material were radiographed alongside an aluminum stepwedge on E

speed film (Eastman Kodak Company, Rochester, NY) and a CCD - based digital sensor (Trophy Radiology). Radiopacity values were calculated by converting the radiographic densities of the specimens expressed as a mean optical densities or mean grey scale values into equivalent thickness of aluminum.

For evaluation of radiopacity of dental posts one metallic NTi (T) (Kahla Gbm, Germany), one zirconium ceramic Cosmopost (C) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) and five fiber posts Glassix (G) (Harald Nordin SA, Chailly/Montreux, Switzerland), EasyPost (E) (Dentsply, Surrey, UK), Rely X Fiber Post (RFX) (3M/SPE, MN, USA), FRC Postec Plus (FRC) (Ivoclar Vivadent) and Cytec Blanco (CB) (Hahnenkraat, Königsbach-Stein, Germany) were investigated. Posts were placed on CCD-based digital sensor (Trophy Radiology) and radiographed alongside an aluminum stepwedge which was fabricated by riveting together 10 1-mm thick sheets of aluminum alloy 1100. The x-ray machine operating at 60 kVp, 7 mA, for 0,114 s and at a focus to target distance of 35 cm was used. Radiopacity of the specimens was measured by correlating the grey scale value of the posts with the thickness of aluminum. In addition, it was expressed as millimeters of aluminum per millimeter of material. Artificial aluminum posts varying in thicknesses from 0,6 mm to 1,2 mm in incremental steps of 0,2 mm were inserted in mandibular canines and radiographed to determine minimum radiopacity value necessitated for visualization of dental posts in root canals.

For evaluation of radiopacity minimum for cement excess visualization in adjacent to implant abutment artificial cement (Harvard Zinc Phosphate, Ketac Cem Easymix, Rely X Unicem Automix and Speed CEM) and aluminum overhangs with varying mesiodistal, occlusogingival and buccolingual diameter were radiographed on E - speed film (Insight Kodak) and by using CCD-based digital sensor (Trophy Radiology). Five trained evaluators were asked to identify the smallest thickness of overhang that could be detected on radiographs.

Results. All the cements examined except Variolink Veneer had significantly higher radiopacities than that of dentin ($P < 0,05$). Rely X Unicem Automix, glass ionomer, and resin-modified glass-ionomer cements demonstrated radiopacities that were not significantly different with respect to enamel ($P > 0,05$). Zinc phosphate, zinc

polycarboxylate, and three of the resin cements presented radiopacity values that were significantly greater than that of enamel ($P < 0,05$).

Two way ANOVA detected no significant differences in radiopacity values on film and digital sensor with respect to imaging system ($P > 0,05$), but it was significant with respect to radiopacifier ($P < 0,001$) and the interaction of two factors ($P < 0,05$). Paired t test revealed significant differences between the methods used for metacrylate, all concentrations of BaSO_4 and CHI_3 , 10% and 20% additions of ZrO_2 and Bi_2O_3 and 10% and 30% addition of YbF_3 ($P < 0,05$).

One way ANOVA and Tukey test revealed significant differences in radiopacity values among the posts tested ($P < 0,05$). Zirconium ceramic post C experienced the radiopacity (9,21 mm Al) that was significantly greater than the radiopacity of titanium post T (4,69 mm Al) and fiber posts ($P < 0,001$). The mean radiopacity values for fiber posts were as follows: FRC 2,77 mm Al, RFX 2,27 mm Al, G 2,19 mm Al, E 2,13 mm Al and CB 2,12 mm Al. Minimum radiopacity value of dental post necessary for its detection on digital radiographs was 1,2 mm Al.

Two way analysis of variance (ANOVA) revealed that mesiodistal and buccolingual diameter of the specimens, type of imaging detector and cement type affected the threshold radiopacity of artificial cement excess in adjacent to implant abutment ($P < 0,05$), while occlusogingival diameter of the specimens and the surrounding structures were statistically insignificant for cement detection ($P > 0,05$). Minimum radiopacity value of cement excess required for visualization of 0,1 mm thick cement overhang was 2,2 mm Al on conventional radiography and 1,7 mm Al on digital sensor.

Conclusions. Almost all the investigated dental cements presented an acceptable radiopacity. Radiopacity of dental cements seems to depend more on the presence of elements with high atomic numbers than on the type of the material. Materials which incorporate CHI_3 or BaSO_4 as a radiopacifying agent are expected to be significantly more radiopaque on digital sensor than on film. All examined posts exceed the minimum ISO guideline of 1 mm of aluminum per millimeter of material and can be considered sufficiently radiopaque for clinical evaluation. For the detection of small thickness of cement overhang adjacent to implant abutment dental cements should

experience greater radiopacity than recommended by relevant ISO standards. Digital radiography offers better possibilities for the detection of cement excesses than conventional radiography. After cementation of implant restorations with deep subgingival cement placements digital radiographs should be obtained to verify the presence or absence of retained cement.

Keywords: luting cement; radiopacity; radiopacifier; dentin; composite post; implant.

Scientific: Dentistry, prosthetic dentistry.

UDK number: 615.46:616.314-073.7(043.3).

Садржај

Увод	1
Употреба дигиталне радиографије у стоматологији	2
Значај рендгенконтрастности стоматолошких материјала	6
Рендгенконтрастност материјала за цементирање стоматолошких надокнада...	7
Разлике у рендгенконтрастности стоматолошких материјала на конвенционалној и дигиталној радиографији	10
Рендгенконтрастност денталних кочића	11
Значај рендгенконтрастности цементних материјала у имплантологији	13
Фактори који утичу на рендгенконтрастност стоматолошких материјала	20
Методe за испитивање рендгенконтрастности стоматолошких материјала	21
Циљеви истраживања	28
Методe и материјали	29
<i>In vitro</i> анализа рендгенконтрастности денталних цемената уз употребу ЦЦД дигиталног сензора	29
Испитивање утицаја врсте радиографског метода на детекцију материјала на радиограму зависно од врсте контрастног средства присутног у материјалу	32
Испитивање рендгенконтрастности денталних кочића на дигиталној радиографији	33
Испитивање рендгенконтрастности вишкова цемената на имплантатима	36
Резултати	42
<i>In vitro</i> анализа рендгенконтрастности денталних цемената уз употребу ЦЦД дигиталног сензора	42
Испитивање утицаја врсте радиографског метода на детекцију материјала на радиограму зависно од врсте контрастног средства присутног у материјалу	48
Испитивање рендгенконтрастности денталних кочића на дигиталној радиографији	49
Испитивање рендгенконтрастности вишкова цемената на имплантатима	53
Дискусија	67
Рендгенконтрастност цементних материјала на дигиталној радиографији	67

Утицај врсте радиографског метода на детекцију материјала на радиограму зависно од врсте контрастног средства присутног у материјалу	75
Рендгенконтрастност денталних кочића на дигиталној радиографији	79
Рендгенконтрастност вишкова цемената на имплантатима	82
Закључци	98
Литература	100
Биографија аутора	107
Прилог 1	109
Прилог 2	110
Прилог 3	111

Увод

Међународне организације за стандардизацију [International Standardization Organization (ISO) и American National Standards Institute/American Dental Association (ANSI/ADA)] прописале су, између осталог, захтеве које стоматолошки материјали морају да задовоље. Један од таквих захтева односи се на њихову рендгенконтрастност. Рендгенконтрастност представља разлику у транспаренцији, односно оптичкој густини две суседне површине експонираног и хемијски обрађеног филма. Настаје као резултат нехомогености грађе објекта радиографисања, па поједини делови зрачног снопа трпе неједнаку апсорпцију. Оптичка густина представља разлику количина упадне и пропуштене свестлости на делу површине експонираног и хемијски обрађеног филма. Стандарди у које су инкорпорирани захтеви који се односе на ову особину стоматолошких материјала су ISO 4049, ISO 9917, ISO 6876 и ANSI/ADA No. 57. Као стандард поређења у лабораторијским условима користи се алуминијумска легура 1100 јер су емпиријска истраживања показала да 1 mm алуминијума апсорбује исту количину зрачења као 1 mm дентина (Williams и сар., 1987, Yoshiura и сар., 1999). Изражавање рендгенконтрастности стоматолошког материјала у виду еквивалентне дебљине алуминијума смањује утицај фактора који могу довести до непрецизних резултата као што су: експозициона доза и поступак развијања филма. Због тога, коришћењем алуминијумског еталона, иако материјал може изгледати знатно светлије на недовољно експонираном филму, алуминијумски еталон ће такође изгледати светлије (Rasimick и сар., 2007b). Изражавање рендгенконтрастности материјала у виду еквивалентне дебљине алуминијума омогућава и поређење рендгенконтрастности различитих материјала међусобно и у односу на суседне структуре (глеђ и дентин). Осим тога, овај поступак омогућава поређење резултата рендгенконтрастности добијених у различитим студијама, уз одређена ограничења која се тичу чистоће алуминијумске легуре која се користи за израду еталона и разликама у рендгенконтрастности глеђи и дентина које потичу од старости зуба и степена њихове минерализације (Devito и сар., 2004).

За различите врсте стоматолошких материјала постављају се различити захтеви по питању рендгенконтрастности. По стандардима ISO 4049 који важи за полимерне рестауративне материјале и ISO 9917 који прописује захтеве за цементе на воденој бази ови материјали морају имати степен рендгенконтрастности који је исти или већи од исте дебљине алуминијума. Стандард ISO 6876 прописује да материјали за пуњење канала корена морају имати рендгенконтрастност већу од 3 mm алуминијума, док ANSI/ADA No. 57 захтева да ендодонтски материјал треба да испољи разлику у рендгенконтрастности од најмање 2 mm у поређењу са дентином или кости. За керамичке рестауративне материјале још увек не постоји стандард који приписује минимум рендгенконтрастности коју ови материјали морају да поседују. Како се фасетна керамика у стоматолошкој пракси користи да замени глећну структуру то значи да рендгенконтрастност керамичких фасетних материјала мора бити најмање као рендгенконтрастност глеђи (Pekkan и сар., 2011). Тренутно међународне организације за стандардизацију израђују метод за одређивање рендгенконтрастности свих материјала који се користе у стоматологији (ISO/ New Work Proposal (NP) 13116).

Употреба дигиталне радиографије у стоматологији

Приликом употребе конвенционалне радиографије неопходно је развијање филмова и обезбеђивање мрачне просторије, дуже је време потребно за развијање филмова, хемијске материје које се користе су токсичне и користи се висока доза радијације (Patel и сар., 2004). С друге стране, уз употребу дигиталне радиографије знатно се скраћује време потребно за израду радиограма јер није потребно спровести поступак развијања филмова. На дигиталном радиограму је могуће користити бројне функције за манипулацију сликом као што су подешавање резолуције светлости и контраста (Lozano и сар., 2002). Комуникација са пацијентом је олакшана тиме што се радиограми тренутно појављују на екрану. Складиштење и чување дигиталних слика је знатно лакше него чување денталних филмова. Дигиталним радиографисањем се такође отвара

могућност консултације електронским путем, док већа осетљивост дигиталних сензора омогућава да се радијациона доза смањи чак 10 пута (Rakočević, 1998, Patel и сар., 2004).

Деведесет година након открића x - зрака и прве употребе денталних радиограма заснованих на филму, Mouyen и сар. (1989) су представили могућност употребе ЦЦД (charge couple device) сензора у комбинацији са сцинтилатором за добијање дигиталних радиограма. Овај приступ је познат као радиовизиографија (РВГ). У протекле две деценије, уведено је пет нових верзија РВГ система. Дигитални системи радиографисања који се користе у стоматологији се могу поделити на три групе:

1. Директна дигитална радиографија.
2. Индиректна дигитална радиографија.
3. Употреба комплементарних полупроводника на бази металних оксида.

Систем директне дигиталне радиографије се базира на употреби ЦЦД пријемника и појачавачког екрана који процесом флуоресценције x - зраке претвара у светлост. Уз помоћ оптичког система флуоресценција се преноси до ЦЦД сензора који детектује количину емитоване светлости и преводи је у електрични сигнал. Уз помоћ кабла се електрични сигнал из ЦЦД сензора преноси до аналогно - дигиталног конвертора где се аналогни сигнал конвертује у дигитални. Израђено је више врста апарата за директну дигиталну радиографију. Разлике међу њима углавном потичу од разлика у техничким карактеристикама ЦЦД пријемника. Код једне врсте апарата ЦЦД систем је осетљив на светлост коју производи појачавач када се изложи снопу x - зрака. Код модернијих апарата ЦЦД систем директно региструје интензитет x - зрака тако да нема конверзије x - зрака у светлост (Rakočević, 1998).

Индиректна дигитална радиографија користи фосфорне плоче (ПСП) као детектор фотона x - зрака. Када је плоча изложена дејству x - зрака, део енергије зрачног снопа се задржи у фосфору. Као резултат се добија латентна слика у виду ускладиштене енергије на површини фосфорних плоча. Када се плоча скенира уз помоћ ласерског снопа одговарајуће енергије, ускладиштена енергија се ослобађа у виду флуоресцентне светлости која се региструје уз помоћ

фотомултипликаторске цеви. Резултат је електронски аналогни сигнал који се конвертује у дигитални сигнал (Patel и сар., 2004).

Сензори на бази комплементарних полупроводника на бази металних оксида (ЦМОС) имају шири динамички опсег и базирани су на концепту да резолуција слике није директна функција величине пиксела. Конверзија енергије x - зрака у светлост се обавља уз помоћ сцинтилатора изграђеним од гадолинијум оксисулфида или цезијум јодида. Излазни сигнал у облику светлости је пропорционалан интензитету x - зрачења које пролази кроз објекат радиографисања, а који се уз помоћ ЦМОС детектора складишти у силицијумску фотодиоду и конвертује у напон одговарајуће волтаже (Patel и сар., 2004).

Табела 1. Интраорални дигитални системи (преузето из Farman и сар., 2004).

<p>Фосфорне плоче</p> <p>Gendex DenOptix Orex Combi Xi Soredex Digora Air Techniques Scan X</p>	<p>ЦЦД</p> <p>Progeny Cygnusray MPS Dexis Planmeca Dixi2 Villa Sistemi Medicali Dixsy Suni Medical Dr. Suni/SunyRay Owandy DSX 730/Evolution Fimet FI iOX megapixel Lightyear Technologies Lightyear Remedent NV MPDx Sirona Sidexis GE Dental Sigma Integra Medical ViperRay RSV Visiodent Durr Vista Ray</p>	<p>ЦМОС</p> <p>Schick CDR Schick CDR Wireless Kodak RVG 5000 (RVG Access) Kodak RVG 6000 (RVG Ultimate) DentX Eva</p>
<p>Користи</p> <p>Сличан начин радиографисања код већине система</p> <p>Употреба у комбинацији са различитим машинама за радиографисање</p> <p>Релативно ниска цена</p>	<p>Користи</p> <p>Директно дигитално радиографисање</p> <p>Брзо добијање слике на екрану</p> <p>Нема употребе филмова и раствора</p>	<p>Користи</p> <p>Директно дигитално радиографисање</p> <p>Брзо добијање слике на екрану</p> <p>Нема употребе филмова и раствора</p>
<p>Недостаци</p> <p>Скенирање у високој резолуцији одузима пуно времена</p> <p>Плоче су скупе и лако се оштете</p>	<p>Недостаци</p> <p>Висока цена (око 10000 долара по систему)</p>	<p>Недостаци</p> <p>Висока цена (око 10000 долара по систему)</p>

Значај рендгенконтрастности стоматолошких материјала

Одговарајућа рендгенконтрастност стоматолошких материјала омогућава откривање секундарног каријеса, декалцификованог дентина, маргиналних дефеката, интерпроксималних контура, контакта са суседним зубима, вишка цемента, интерпроксималних пукотина и степеница на ивицама апроксималних површина у директним и индиректним рестаурацијама (Salzedas и сар., 2006, Fonseca и сар., 2006). Како се секундарни каријес може појавити испод материјала који је у директном контакту са зубним ткивом, рендгенконтрастност је важна особина која се мора узети у обзир, нарочито када се ради о рестаурацијама у постериорном региону (Ergucu и сар., 2010).

Рендгенконтрастност градивних протетских материјала је важна у току поступка израде круница и мостова јер омогућава клиничару да открије маргиналне дискрепанце између надокнаде и зубног ткива. Евентуално заостали вишак материјала у субгингивалној регији након цементирања протетских рестаурација се може открити једино уколико цемент поседује задовољавајући степен рендгенконтрастности (Wadhvani и сар., 2010). Материјали за израду радних патрљака морају бити рендгенконтрастнији од околних структура (круница и зуба) како би се могле открити евентуалне пукотине и маргинална неслагања. Материјали од којих су изграђени дентални кочићи морају имати задовољавајући степен рендгенконтрастности због њихове јасне визуелизације у каналу корена зуба али и у случајевима постоперативног мониторинга (Rasimick и сар., 2007а). Цементни материјали који се користе за цементирање фиксних надокнада, уколико су рендгентранспарентни могу се погрешно окарактерисати као секундарни каријес. Одговарајућа рендгенконтрастност керамичких материјала омогућава јасну визуелизацију маргиналног интегритета контура протетских рестаурација на радиограму (Pekkan и сар., 2011).

Рендгенконтрастност је битна особина коју материјали и у другим областима стоматологије морају да поседују. Нарочито је то изражено у ендодонцији јер је рендгенконтрастност материјала за пуњење канала корена од кључног значаја у поступку праћења квалитета ендодонтског третмана (Resende и сар., 2009).

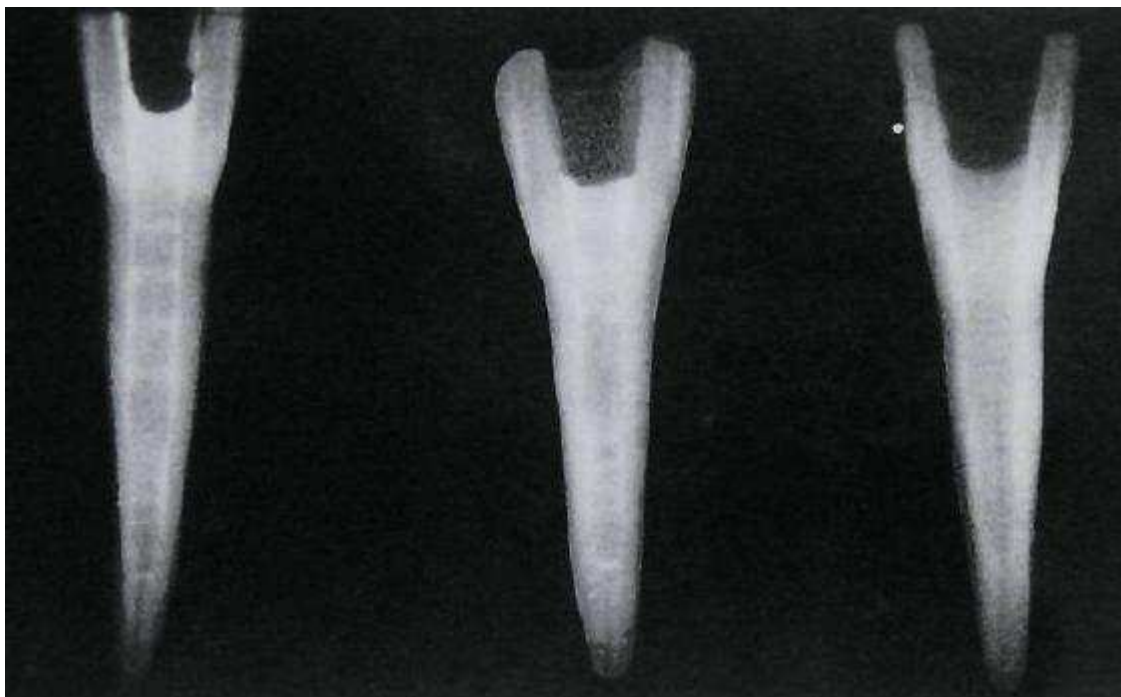
Рендгенконтрастност материјала за цементирање стоматолошких надокнада

Дентални цементи представљају категорију материјала који се у протетици користе за цементирање фиксних стоматолошких надокнада. Међународне организације за стандардизацију прописују различите особине које цементи морају да задовоље. Међу значајнијим особинама које ови материјали морају да поседују (затезна чврстоћа, растворљивост, време везивања, дебљина филма, ерозија у киселој средини, оптичке особине) спада и рендгенконтрастност. За цинк фосфатне, цинк поликарбоксилатне и глас јономерне цементе примењује се стандард ISO 9917 који прописује захтеве за цементе на воденој бази, док протокол ISO 4049 који поставља захтеве за рестауративне полимерне материјале покрива композитне цементе.

Цинк фосфатни цементи се у клиничкој пракси користе више од једног века иако имају одређених мањкавости које се углавном односе на растворљивост и одсуство хемијске адхезије за зубна ткива. Цинк поликарбоксилатни цементи остварују атхезивну везу са зубним ткивима, али су такође као и цинк фосфатни цементи растворљиви у оралним флуидима. Предности глас јономерних цемената су у њиховој способности да се атхезивно вежу за зубна ткива и да отпуштају флуориде, али су им недостаци осетљивост на влажну средину и механичко оптерећење. Предности хибридних материјала над конвенционалним глас јономер цементима укључују бољу контролу радног времена, мању осетљивост на влагу, већу затезну чврстоћу, мању растворљивост и боље естетске карактеристике. Особине као што су ослобађање флуорида и хемијска веза за зубна ткива су углавном у истом обиму као и код конвенционалних глас јономер цемената. Композитни цементи остварују јаку везу са зубним ткивима, показују малу растворљивост и могу повећати отпорност керамичких материјала који улазе у састав крунице (Нара и сар., 2001, Массога и сар., 2002).

Што се тиче рендгенконтрастност денталних цемената мора бити испољена у мери да омогући њихово разликовање у односу на непосредне суседне анатомске структуре. Адекватна рендгенконтрастност цемената је важна како се не би погрешно протумачили као секундарни каријес што се може догодити

уколико је цемент радиолуцентан. Друга битна примена рендгенконтрастности денталних цемената у протетици је откривање вишкова цемената код дубоко субгингивално позиционираних маргиналних делова протетских рестаурација где је директна визуелна и тактилна идентификација отежана. Уколико између рестаурације и демаркације препарације постоји маргинални зјап он може бити на радиограму детектован само ако је цемент довољно рендгенконтрастан (O'Rourke и сар., 1995, Rubo и сар., 1998). Недовољна рендгенконтрастност цемената у овом ситуацијама довешће до замене са декалцификованим дентином (Wadhvani и сар., 2011). Одређене групе денталних кочића као што је група карбонским влакнима ојачаних кочића не показују довољну рендгенконтрастност. Због тога је императив да цемент који се користи за њихово цементирање буде довољно рендгенконтрастан како би се потврдило присуство и тачна позиција кочића у каналу корена зуба (Ibrahim и сар., 1996) (слика 1). Претходно урађене студије упућују на то да је неопходно да цементни материјали имају рендгенконтрастност која је већа од рендгенконтрастности глеђи (2 mm алуминијума) за успешно праћење резултата лечења (Sidhu и сар., 1996, Turgut и сар., 2003). Са друге стране, материјал не треба да поседује ни претерано високе вредности рендгенконтрастности јер у тим случајевима може доћи до маскирања каријеса који се јавља уз рестаурацију као и маргиналну адаптацију. На пример, показано је да амалгамски испуни који поседују велику рендгенконтрастност могу да замаскирају каријес који се налази уз испун (Espelid и сар., 1991).



Слика 1. Радиограм три централна секутића у који је постављен композитни кочић Composipost (RTD, Saint Egreve, France). Кочић је цементиран са три различита композитна цемента. Спољашња граница кочића је видљива у зубу у коме је коришћен композитни цемент Advance (Dentsply) (лево), слабије је видљива када је коришћен цемент Panavia (Kuraray) (у средини) док при употреби цемента који је мање рендгенконтрастан од дентина C & B Metabond (Parkell) граница кочића није видљива (десно) (преузето из Ibrahim и сар., 2006).

Рендгенконтрастност различитих врста денталних цемената добро је документована у литератури (Sidhu и сар., 1996, Turgut и сар., 2003, Tsuge, 2009). Ипак, због непрестаног усавршавања долази до реформулација хемијског састава денталних цемената што може да утиче на њихову рендгенконтрастност. Такође, рендгенконтрастност денталних цемената је до сада углавном испитивана уз употребу конвенционалне радиографије (Nara и сар., 2001, Fonseca и сар., 2006). Не постоји пуно литературних података о рендгенконтрастности цемената на дигиталној радиографији која се у последњих десетак година све чешће користи у клиничкој пракси. Због тога је ISO 4049 (2009) модификовао стандард тако да укључи и дигиталну методу као валидну за испитивање рендгенконтрастности полимерних денталних цемената. Са друге стране, ISO 9917 (1998) још увек

прописује једино методу испитивања рендгенконтрастности цемената конвенционалном радиографијом. Резултати претходних студија које су се бавиле рендгенконтрастношћу ендодонтских материјала су показали да се рендгенконтрастност денталних материјала може разликовати и до 40% на конвенционалној и дигиталној радиографији (Rasimick и сар., 2007b). Због тога што се клиничка употреба конвенционалне радиографије све више смањује са развојем дигиталних система, важно је испитати рендгенконтрастност материјала уз помоћ клинички релевантног система и резултате упоредити са доступним литературним подацима за конвенционалну радиографију.

Разлике у рендгенконтрастности стоматолошких материјала на конвенционалној и дигиталној радиографији

Бројне студије су се бавиле поређењем дигиталне и конвенционалне радиографије по питању могућности перцепције различитих процеса као што су каријес, пукотине у рестаурацији, ресорпција корена, маргинална неслагања, фрактуре и присуство другог мезиобукалног канала (Radel и сар., 2006, Pontual и сар., 2010, Tofangchiha и сар., 2011). До сада је релативно мали број студија поредио конвенционалну и дигиталну радиографију по питању могућности детекције материјала који се користе за надокнаду изгубљених делова зуба. Farman и сар. (1996) су испитивали рендгенконтрастност шест различитих композита уз употребу филма, сензора базираног на систему фосфорних плоча и система комплементарних полупроводника на бази металних оксида. Студија се ипак више бавила осетљивошћу сваког од система, а мање рендгенконтрастношћу материјала. Wenzel и сар. (1998) су поредили рендгенконтрастност осам различитих материјала уз помоћ филма, ЦЦД дигиталног сензора и сензора базираног на систему фосфорних плоча. Такође су показали постојање извесних разлика, али нажалост није прављена корелација радиографске густине и дебљине алуминијума што би омогућило да се одреди тачан степен постојећих разлика. У једној од најдетаљнијих студија ове врсте, Sabbagh и сар. (2004) су поредили рендгенконтрастност 41 - ног композитног материјала на конвенционалном денталном филму и дигиталном филму добијеног уз помоћ система фосфорних

плоча. Том приликом пронашли су да за поједине материјале постоји значајна разлика у рендгенконтрастности, али тачан узрок дискрепанци није утврђен.

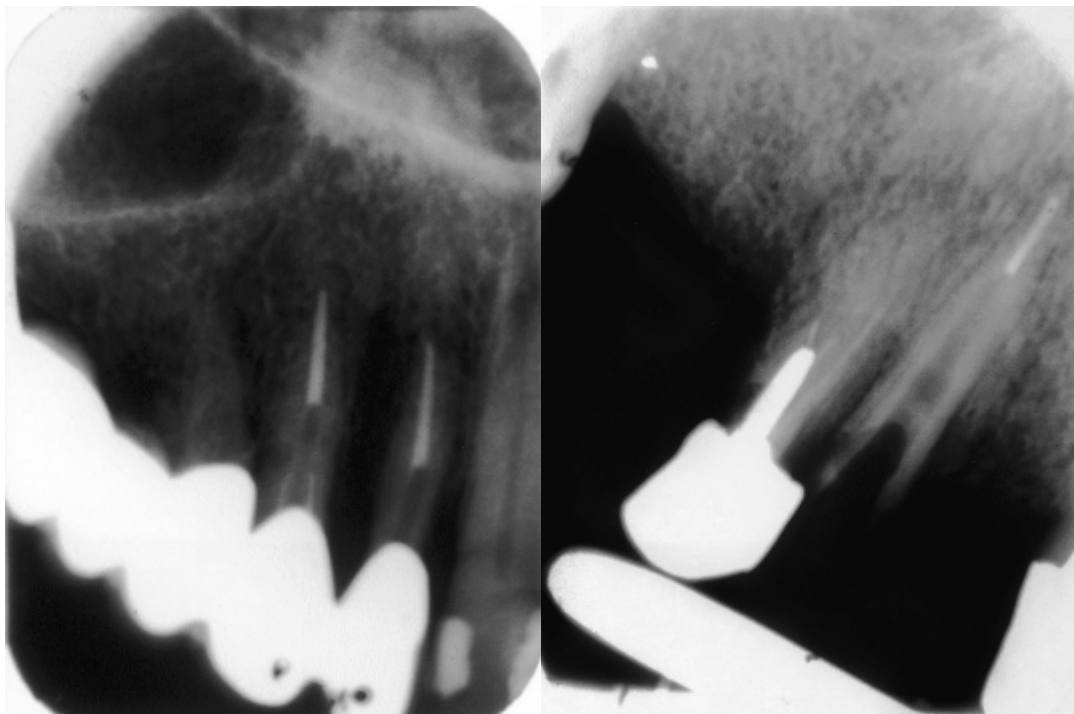
Рендгенконтрастност денталних кочића

Неколико врста денталних кочића се тренутно користи у клиничкој пракси: метални кочићи, керамички кочићи, композитни кочићи ојачани стакленим влакнима и композитни кочићи ојачани карбидним влакнима (Soares и сар., 2005). Недостаци металних и цирконијумских кочића су превелика крутост када се упореде са еластичним својствима дентина. Силе које делују у латералном правцу на круницу зуба могу довести до концентрације стреса у апикалном пределу кочића јер је кочић ригиднији од околних зубних структура. Такве концентрације напона могу довести до фрактуре корена. Због тога су у клиничку праксу уведени композитни кочићи чије су особине сличније дентину (Finger и сар., 2002).

За разлику од других материјала који се користе у стоматологији за денталне кочиће још увек није прописан стандард који дефинише минимум рендгенконтрастности коју би ови материјали требало да задовоље. Композитни дентални кочићи се могу подвести под стандард ISO 4049 за полимерне материјале који прописује 1 mm алуминијума као минималну референтну вредност. За остале врсте кочића не постоји релевантни стандард. Дентални кочићи по месту своје апликације одговарају материјалима за пуњење канала корена, па се из тога може претпоставити да минимална рендгенконтрастност денталних кочића треба да буде најмање 3 mm алуминијума. Ипак, дебљина денталних кочића не одговара дебљини ендодонтског пуњења у каналу корена зуба и зато није најјасније да ли је такво поређење адекватно.

У само четири студије испитивана је рендгенконтрастност денталних кочића у *in vitro* условима (Finger и сар., 2002, Soares и сар., 2005, Ibrahim и сар., 2006, Rasimick и сар., 2007a). При томе је показано да многи кочићи попут Cytac Blanco-a (Hahnenkraat, Konigsbach-Stein, Germany) (стаклом ојачани кочић од смоле), Logipost Quartz-a 2 (Synca, Le Gardeur, Canada) (кочић од кварца) и Composipost-a

(RTD) (карбонским влакнима ојачан кочић од смоле) имају вредности рендгенконтрастности које су знатно испод 1 mm алуминијума (слика 2).



Слика 2. Радиограми горњег десног очњака са Compositopost композитним кочићем на бази карбонских влакана (преузето из Hedlund и сар., 2003).

Soares и сар. (2005) су рендгенконтрастност денталних кочића испитивали уз употребу дигиталне радиографије тако што су их апликовали у говеђе зубе при чему су закључили да постоји статистички значајна разлика између рендгенконтрастности кочића у апикалној, средњој и цервикалној трећини корена. Редослед рендгенконтрастности кочића у зависности од хемијског састава био је: керамички, метални, карбонским влакнима ојачани, стакленим влакнима ојачани и карбонским влакнима ојачани кочићи прекривени стакленим влакнима. До сада су само Finger и сар. (2002) испитивали клиничку прихватљивост рендгенконтрастности денталних кочића. Истраживање су спровели апликујући кочиће у очњаке при чему су дошли до закључка да је минимална клинички прихватљива рендгенконтрастност денталних кочића око 1 mm алуминијума. У истраживању су користили аналог меких ткива у виду блока од воска дебљине 16

mm који је имао рендгенконтрастност 0,2 mm алуминијума. Ипак, у клиничким условима снап рендгенских зрака мора проћи не само кроз мека ткива, већ и кроз кост. По резултатима Richard-а (1953) рендгенконтрастност мандибуле је еквивалентна дебљини алуминијума од 4 mm, па је то потребно узети у обзир приликом оцењивања рендгенконтрастности денталних кочића. Обзиром на јако мали број студија које су се бавиле рендгенконтрастношћу денталних кочића и чињеници да примењена методологија не одговара у потпуности клиничким условима постоји потреба да се ова особина денталних кочића ближе истражи.

Значај рендгенконтрастности цементних материјала у имплантологији

Имплантно ношени мостови и појединачне круне могу да буду ретинирани шрафовима и цементирањем (Hebel и сар., 1997). Предност имплантата који се шрафе је у томе што се по потреби лако могу скинути како би се замениле протетске компоненте. Такође, надокнаде на имплантатима који се шрафе омогућавају боље услове за ретенцију у случајевима смањеног интероклузионог простора, показују мањи маргинални зјап (8,8 μm) у поређењу са рестаурацијама које се цементирају (57,4 - 67,4 μm) и код ових надокнада су студије показале мањи степен крварења у сулкусу и акумулације плака шест и 12 месеци након израде (Linkevicius и сар., 2011). Трогодишња проспективна студија која се бавила здрављем периимплантног ткива показала је да је код круница које су биле цементиране на абатменту долазило до погоршања тренда акумулације плака и крварења у сулкусу, док је код круница које су се шрафиле ситуација обрнута (Weber и сар., 2006). Са друге стране, недостаци круница и мостова који се шрафе укључују одшрафљивање, непасиван однос супраструктуре према абатменту, присуство отвора на оклузалним површинама које за резултат имају лоше естетске вредности, лом керамике око отвора, угрожену оклузију и неадекватну анатомију квржица што ремети предње вођење и способност да се генеришу силе аксијалног правца (Hebel и сар., 1997, Michalakis и сар., 2000).

У почетним фазама развоја имплантних система проценат успешности није био висок што је за последицу имало потребу за лаком и честом заменом абатмента и супраструктура. Као одговор на такве потребе развијени су системи у којима се круница шрафи за абатмент што омогућава лако скидање крунице (Hebel и сар., 1997). Једна од предности система који се шрафе је у ситуацијама када постоји мали интероклузиони простор где се цементирањем не може постићи задовољавајућа ретенција.

Цементирање надокнада на имплантатима добило је на значају са порастом успешности рестаурирања уз помоћ имплантата јер су потребе за скидањем супраструктура драматично опале (Jung и сар., 2008). Мостови и крунице које се цементирају на имплантатима омогућавају постизање боље естетике оклузалне површине, не захтевају прецизност хируршког постављања имплантата као код супраструктура које се шрафе, клиничке процедуре израде су сличније класичним стоматолошким надокнадама, смањена је комплексност лабораторијских процедура, потребан је мањи број долазака пацијената и јефтинији су (Hebel и сар., 1997). Ипак, и ова рестауративна опција има одређених ограничења која укључују немогућност скидања и већи маргинални зјап. Највећи недостатак цементом ретинирних рестаурација је могућност остављања вишкова цемента на површинама имплантата који може да узрокује периимплантитис, већу акумулацију плака, крварење из сулкуса и губитак кости (Pauletto и сар., 1999, Wilson, 2009).

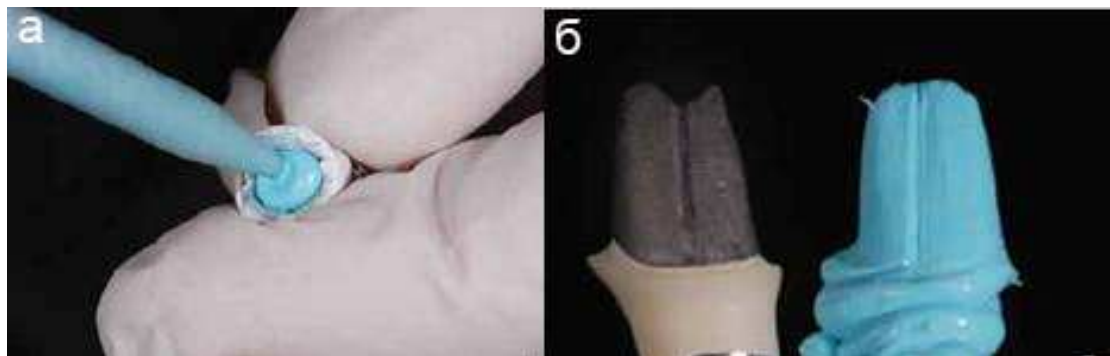
Клиничари се суочавају са следећим проблемом: приликом цементирања надокнада на имплантатима естетски захтеви намећу као потребу да се руб крунице постави субгингивално што са друге стране може довести до некомплетног уклањања вишка цемента и јатрогеног периимплантитиса (Linkevicius и сар., 2011). Вишак цемента настаје као последица његовог истискивања за време цементирања рестаурације. Фактори који утичу на количину и локализацију заосталог вишка цемента су: количина и вискозност припремљеног цемента, сила употребљена током постављања рестаурације на абатмент, маргинални интегритет, могућност уклањања невезаног дела цемента и облик, текстура и материјал од кога је израђен абатмент. Фактори који фаворизују заостајање вишка цемента су апликовање велике количине цемента у круницу

приликом цементирања, неадекватна припрема цемента при коме се не прате упутства произвођача (радно време и време везивања) и неадекватан притисак на круницу током њеног цементирања. Неке од ових промена се могу видети на радиограмима пре цементирања и могу се поправити пре дефинитивног цементирања (Wadhvani и сар., 2012).

Произвођачи композитних цемената (Ivoclar, Vivadent) препоручују различите технике за уклањање вишкова цемената код конвенционалних протетских рестаурација: конвенционалну технику, технику потпуне полимеризације и таласасту технику (Ivoclar, Vivadent). Конвенционалном техником се наконда под благим притиском постави на брушени зуб и вишак цемента уклони погодним инструментом. Затим се рестаурација под јачим притиском благо просветли неколико секунди са вестибуларне и лингвалне стране. Додатни вишак цемента се уклони погодним инструментом, па се настави просветљавање још 30 секунди. Техника потпуне полимеризације подразумева постављање надокнаде под благим притиском и полимеризацију 10 секунди. Након тога се надокнада додатно притисне на брушени зуб и просветли још 30 секунди, а потом вишак цемента уклони погодним инструментом. Таласаста техника подразумева просветљавање композитног цемента таласањем извора светлости дуж гингивалног дела рестаурације на удаљености 2 - 3 cm од рестаурације како би се иницирала полимеризација цемента. Таквим поступком цемент добија гумасту конзистенцију. Већи делови вишка цемента се могу лако уклонити са апроксималне стране зуба и из субгингивалних региона. Након уклањања вишкова цемента врши се додатно просветљавање 30 секунди.

Због утицаја вишкова цемента након цементирања рестаурација на имплантатима на њихов укупан успех, наводе се бројне методе које имају за циљ да се заостајање вишка цемента сведе на најмању могућу меру. Предложене су три технике. По првом протоколу у круницу зуба која се цементира потребно је цемент апликовати само на оклузалну половину унутрашње површине крунице која се цементира. Ова количина је дозирана тако да се током цементирања распореди по аксијалним зидовима и смањи количина цемента у пределу руба демаркације. Недостатак ове технике је у томе да ова количина може бити недовољна, што пак може резултирати у постојању зјапа између рестаурације и

руба демаркације (Wadhvani и сар., 2009). Резултујућа микропукотина између носача зуба на имплантату и рестаурације може да представља погодан простор за микроорганизме са потенцијалом да изазову обољења меких ткива (Dembrigue и сар., 2002). Друга техника се обавља тако што се у унутрашњост крунице која је предвиђена за цементирање стави политетрафлуороетиленска (тефлон) трака, а затим стави на абатмент како би се олакшала адаптација политетрафлуороетиленске траке на унутрашњост крунице. Затим се у унутрашњост крунице улије брзовезујући винил полисилоксан (адисиони силикон) и направи модел који има изглед абатмента. При овоме се мора обратити пажња на то да се демаркација тачно репродукује (слика 3). Затим се цемент за цементирање постави у унутрашњост крунице која се стави на направљени модел од винил полисилоксана и уклони вишак цемента пре истека радног времена цемента (слика 4). Круница се затим скине са винил полисилоксанског модела (на коме остаје мало резидуалног цемента) и дода танак слој цемента у унутрашњост крунице на оним деловима где недостаје. Након тога се круница постави на абатмент (Wadhvani и сар., 2009).



Слика 3. Испуњавање унутрашњости надокнаде винилполисилоксаном (а). Абатмент и копија од винилполисилоксана (б) (преузето из Wadhvani и сар., 2009).



Слика 4. Уклањање вишка цемента након постављања надокнаде на копију носача надокнаде од винил полисилоксана (преузето из Wadhvani и сар., 2009).

Трећи начин за елиминисање вишкова цемената након цементирања рестаурација на имплантатима подразумева промене унутар абатмента. Тачније, на абатменту се може оставити простор у који се може слити вишак цемента уместо да заврши у пределу руба демаркације. Абатмент поседује шупљину која је потребна како би се зашрафио за имплант. Ова шупљина се обично попуни воском, привременим испуном или гутаперком пре цементирања рестаурације. Неки аутори препоручују да се то попуњавање не обави до самог краја, већ да се остави део дебљине 1 mm како би се ту задржао евентуални вишак цемента. Други истраживачи препоручују да се на абатменту направе жлебови који имају за циљ повећање ретенције и задржавање вишкова цемента. Исто тако, могуће је на абатменту направити перфорације уз помоћ борера пречника 0,75 mm (слика 5) (Wadhvani и сар., 2011). Код металокерамичких круница могуће је на лингвалној страни оклузално израдити отвор за отицање вишка цемента на део крунице који је доступан визуелном контакту. Израда оваквог отвора код целих керамичких рестаурација није могућа јер повећава ризик лома керамике. Може се претпоставити да се са развојем керамичких система који се користе за израду абатмента потреба за субгингивалним позиционирањем маргина рестаурације смањује чиме се може решити и проблем вишкова цемената код имплантно ношених рестаурација (Pauletto и сар., 1999). Један од начина да се превазиђе проблем штетног ефекта вишкова цемената на здравље периимплантних ткива је

употреба индивидуалних абатмента који прате контуру гингиве. Употреба индивидуалних абатмента могла би да смањи вероватноћу заостајања вишка цемента у апроксималним регионима имплантата. Уколико и поред примењених поступака дође до заостајања вишка цемента неопходно је приступити отвореној хируршкој техници за његово уклањање.

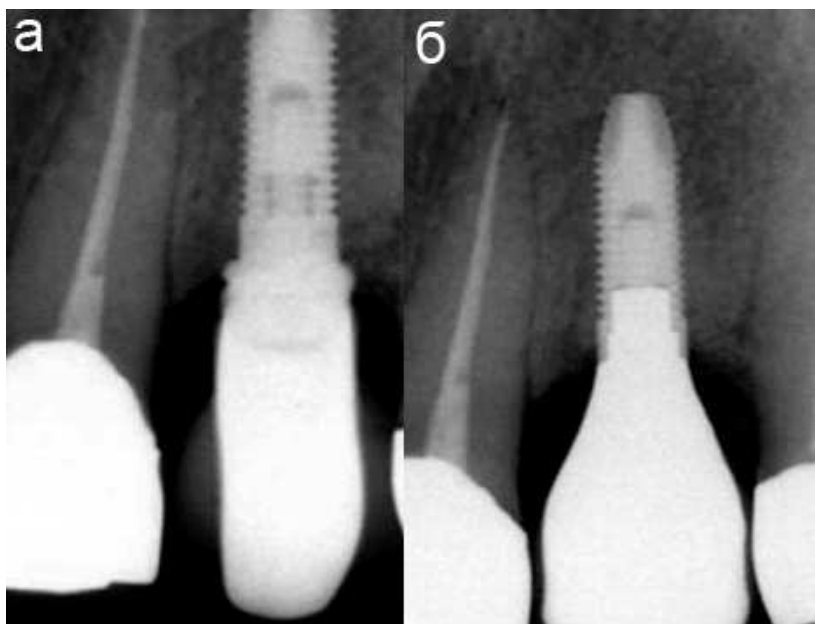


Слика 5. Модификације на абатменту: (са лева на десно) затворен абатмент, отворен абатмент и отворен абатмент са перфорацијом (преузето из Wadhvani и сар., 2011).

Припој меких ткива за површину зуба се значајно разликује у односу на припој за имплантат и абатмент. Код зуба са здравим периодонцијумом постоји припојни епител коронарно и добро организовано припојно ткиво апикално које садржи гингивална влакна која улазе у цемент корена зуба. Код имплантата је припој меких ткива за његову површину знатно слабији. Припојни епител је карактерисан присуством хемидезмозома, док припојно ткиво не садржи влакна која продиру у површину имплантата. Слабији припој меких ткива за површину имплантата или абатмента за последицу има лакши продор вишка цемента у дубље слојеве код имплантно ношених надокнада. Због тога је потреба да се вишак цемента детектује код имплантно ношених надокнада још израженија него код надокнада на природним зубима (Wadhvani и сар., 2010).

Периимплантитис је биолошка компликација око денталних имплантата која може довести до њиховог губитка. У складу са резултатима једне проспективне клиничке ендоскопске студије, код надокнада које се фиксирају цементом код којих је дошло до појаве периимплантитиса у чак 81% случајева је

показано да је био присутан вишак цемента. Након уклањања вишкова цемента у 74% случајева са присутним периимплантитисом дошло је до губљења клиничких и ендоскопских знака болести (Wilson, 2009). Због тога се може закључити да је уклањање вишкова цемента код дијагностикованог периимплантитиса први корак који треба предузети у лечењу. За дијагностиковање вишкова цемента око имплантата препоручено је неколико техника од којих су најпознатије употреба денталног ендоскопа (Wilson, 2009) и инвазивнија техника дебридмана након одизања режња што омогућава директно уочавање вишка цемента (Pauletto и сар., 1999, Gapski и сар., 2008). Радиографско испитивање је мање инвазивно и показано је да може да буде успешно у откривању вишкова цемента на накондама израђеним на природним зубима (O'Rourke и сар., 1996). Употреба ендоскопа, иако постаје све популарнија у последње време, није широко распрострањена у пракси. Са друге стране радиографија представља рутинску дијагностичку процедуру.



Слика 6. Вишак цемента видљив на апроксималној страни имплантата (а); уклоњен вишак цемента и замењена рестаурација системом који се шрафи (б) (преузето из Wadhvani и сар., 2012).

Уколико би се мале количине вишкова цемената могле идентификовати уз употребу радиографије и уклониле на време, периимплантитис би се могао санирати можда само уклањањем вишкова цемената киретама чиме би се избегле хируршке процедуре. У литератури није документовано какве су могућности конвенционалне и дигиталне радиографије у откривању вишкова цемената ни у случају конвенционалних надокнада, нити код надокнада на имплантатима.

Фактори који утичу на рендгенконтрастност стоматолошких материјала

Битни фактори који утичу на рендгенконтрастност стоматолошких материјала су њихов састав и метода испитивања. Посебно је од значаја атомски број састојака материјала који представља најважнији фактор јер утиче на рендгенконтрастност чак са четвртим степеном. Најчешће коришћена контрастна средства за постизање довољне рендгенконтрастности су титанијум оксид, цинк оксид, цирконијум оксид, јодоформ, баријум сулфат итд. Последњих година врше се бројна испитивања о ефикасности контрастних средстава који би се користили као алтернатива. Највећи напори усмерени су на испитивање бизмут оксида као одговарајуће замене за постојећа контрастна средства. Hungaro - Duarte и сар. (2009) су показали да се бизмут оксид може ефикасно користити као контрастно средство за постизање довољне рендгенконтрастности портланд цемента. Са друге стране Collares и сар. (2010) су показали да се итербијум трифлуорид такође може ефикасно употребити као алтернативно контрастно средство за постизање довољне рендгенконтрастности цемената на бази метакрилата. Утицај радиографског метода на детекцију материјала на радиограму зависно од врста контрастног средства присутног у материјалу није довољно истражен.

Методе за испитивање рендгенконтрастности стоматолошких материјала

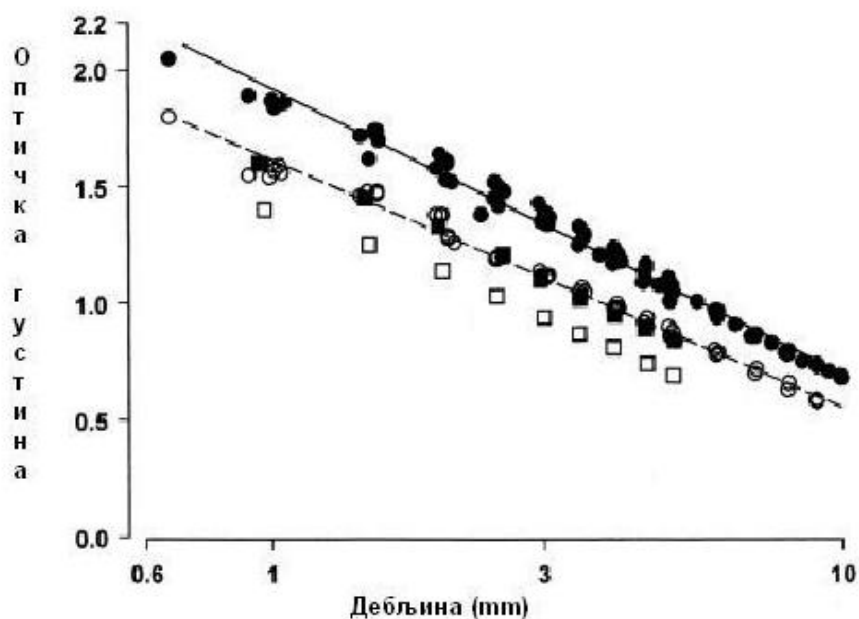
У истраживањима рендгенконтрастности стоматолошких материјала коришћене су различите методе за одређивање еквивалентне дебљине алуминијума:

1. Утврђивање еквивалентне дебљине алуминијума дензитометријом.
2. Скенирање радиограма и анализа радиограма у Adobe Photoshop-у (Adobe System, San Hose, CA, USA) уз прављење линије зависности тона сиво - беле скале и дебљине алуминијума.
3. Дигитално фотографисање радиограма и анализа радиограма у Adobe Photoshop-у уз прављење линије зависности тона сиво - беле скале и дебљине алуминијума.
4. Скенирање радиограма и анализа радиограма поређењем вредности тона сиво - беле скале материјала и алуминијумског еталона уз помоћ специјализованих програма.
5. Дигитална радиографија индиректном методом фосфорним плочама уз прављење линије зависности тона сиво - беле скале и дебљине алуминијума или зависности апсорбанце и дебљине алуминијума.
6. Дигитална радиографија директном методом ЦЦД сензором уз прављење линије зависности тона сиво - беле скале и дебљине алуминијума или зависности апсорбанце од дебљине алуминијума.
7. Израчунавање рендгенконтрастности материјала уз помоћ коефицијента атенуације.

Рендгенконтрастност материјала се исказује преко еквивалентне дебљине алуминијума. У сврхе добијања резултата оптичке густине узорка на филму користи се дензитометар. Уместо дензитометра поједини истраживачи су за израчунавање рендгенконтрастности материјала користили спектрофотометар (Williams и сар., 1990). Оптичка густина је логаритамска мера степена

пропуштене упадне светлости кроз филм и зависи не само од апсорпције x - зрака од стране материјала, већ такође и од карактеристика филма, времена експозиције и услова хемијске обраде филмова. Стандард из 1991. године је захтевао да се за поређење користи алуминијумска легура са најмање 99,5% алуминијума јер је његова оптичка густина једнака дентину. Алуминијум ове чистоће је сувише мекан и тежак за машинску обраду у виду степеничасте геометрије. Watts и сар. (1999) су показали су да легуре са 98% алуминијума могу бити коришћене у ове сврхе са тим да не садрже више од 1% гвожђа и 0,05% бакра. Додатак бакра у значајној мери олакшава процес машинске обраде, али и значајно повећава степен рендгенконтрастности.

Када се нацрта график зависности оптичке густине (ОГ) од дебљине узорка добија се нелинеарна функција. Али, уколико се дебљина узорка представи у логаритамском облику оптичка густина зависи линеарно од логаритма дебљине узорка (слика 7).



Слика 7. Оптичка густина алуминијумских степеничастих ламина у функцији логаритама њихове дебљине (преузето из Watts и сар., 1999.).

На тај начин се добија формула која изражава њихову линеарну зависност.

$$OG = m \log d + C$$

при чему је: OG – оптичка густина, d – дебљина узорка, C – одсечак на OG оси и m – коефицијент нагиба.

На основу утврђених вредности оптичких густина алуминијумског степеничастог еталона и познатих дебљина ламина могуће је израчунати вредности m и C . Вредности m и C представљају константе које се затим користе заједно са вредношћу OG материјала која се добија дензитометром за израчунавање еквивалентне дебљине алуминијума материјала.

Дензитометријски метод је најпогоднији за материјале чија рендгенконтрастност превазилази 1 mm алуминијума. Ово не значи да се она може користити само за материјале који се клинички постављају у слоју већем од 1 mm. На пример, материјали за цементирање стоматолошких надокнада се користе у слоју мањем од 1 mm, а морају имати високе вредности рендгенконтрастности.

Tagger и сар. (2003) су увели методу засновану на модерним рачунарским техникама које омогућавају да се добију прецизни резултати. Радиограм се дигитализује за анализу у неком програму, као што је нпр. Adobe Photoshop (Adobe Systems). Рендгенконтрастност узорка се пореди са једном од ламина алуминијумског степеничастог еталона и чита еквивалентна дебљина алуминијума у милиметрима. Употребили су и псеудо - колор систем који омогућава лако поређење боје узорка и неку од степеница алуминијумског степеничастог еталона. Уколико је неопходна већа прецизност користе се различити тонови сиво - беле скале. Свака тачка на екрану може бити приказана у виду пиксела или тона сиво - беле скале, па се може направити графикон зависности тона сиво - беле скале и одговарајуће степенице, што омогућава да се израчунају параметри њихове зависности екстраполацијом.

Након процесуирања и хемијске обраде филма радиограм се дигитализује уз помоћ дигиталне камере (Vivan и сар., 2006.). Радиограм се постави на извор светлости и покрије апсолутно црним папиром који благо покрије ивице филма како би се спречио било какав пролазак светлости. Дигитална камера се постави на фиксно растојање од филма и фотографишу филм и црни папир који га

окружује. Уз помоћ програма Adobe Photoshop (Adobe System) радиографске густине узорака и алуминијумских степеничастих ламина се изражавају у вредностима сиво - беле скале (0 - 255). Вредности тона сиво - беле скале се затим претварају у еквивалентну дебљину алуминијума прављењем линије зависности тона сиво - беле скале и дебљине алуминијума.

Дигитализација се може обавити скенирањем радиограма помоћу десктоп скенера након чега се дигитализоване слике преносе у програм VIXWIN 2000 (Gendex, Desplaines, IL, USA). Овај програм поседује алатку equal density tool помоћу које је могућа компарација тонова сиво - беле скале различитих материјала са тоновима сиво - беле скале алуминијумског еталона. Помоћу рачунарског миша кликне се на површину која одговара узорку, а затим на површину која одговара алуминијумској степеничастој ламини, како би се утврдило која дебљина алуминијумског степеничастог еталона одговара рендгенконтрастности узорка (Тапомаги и сар., 2004).

Fonseca и сар. (2006) су испитивали рендгенконтрастност лајнера и материјала за цементирање стоматолошких надокнада користећи методу дигиталне радиографије уз помоћ фосфорних плоча (Digora Soredex, Helsinki, Finland). Дигорин софтвер digora for windows се често користи при испитивању рендгенконтрастности материјала уз помоћ филма и скенера којим се филм преводи у дигиталну слику. Узорци се ставе на фосфорну плочу заједно са алуминијумским еталоном и радиографишу. Радиограми се преносе са фосфорних плоча у компјутер уз помоћ дигориног скенера. Рендгенконтрастност су изражавали у пикселима уз помоћ Digora софтвера који има могућност да прикаже рендгенконтрастност у зависности од степена x - зрака који су ускладиштени у фосфорним кристалима фосфорне плоче. Вредност рендгенконтрастности изражене у пикселима се добија једноставним кликом на жељени материјал.

Свака дигитална слика има своју рендгенконтрастност која се мери одмах након скенирања без модификације контраста и светлости. Овај програм показује податке укључујући најниже и највише вредности рендгенконтрастности узорака и средњу вредност која се сматра рендгенконтрастношћу материјала. Сваки узорак се радиографише три пута и израчуна се средња вредност рендгенконтрастности.

Вредност тона сиво - беле скале се преводи у дебљину алуминијума по истом принципу као што се то обавља у случају дензитометрије. Уз помоћ графикана зависности вредности тона сиво - беле скале и дебљине алуминијумског степеничастог еталона израчунавају се константе нагиба праве и одсечка на оси вредности тона сиво - беле скале, па се уз помоћ тих константи вредност тона сиво - беле скале преводи у еквивалентну дебљину алуминијума.

Gu и сар. (2006) су покушали да стандардизују процедуре везане за употребу дигиталне радиографије и утврде одговарајућу дистанцу и време експозиције за ову врсту истраживања. Уместо степена рендгенконтрастности изражене у пикселима како се то обично радило за дигиталну радиографију они су користили абсорбанцу изражену у логаритамском облику.

$$A = -\log(T) = -\log(1 - G/255)$$

При чему је: А - абсорбанца, Т - трансмитенција, G - вредност тона сиво - беле скале.

Вредност тона сиво - беле скале је утврђивана уз помоћ Trophy софтвера који је део пакета Trophy Radiology дигиталног система. Вредности апсорпције су представљене на графику у функцији дебљине алуминијумских степеничастих ламина на основу којих су добијене вредности одсечака на оси абсорбанце и нагиб криве који су затим омогућавали да се абсорбанца материјала преведе у одговарајућу дебљину алуминијума.

По Бир - Ламбертовом закону који се често користи у спектроскопији корелација између абсорбанце и дебљине алуминијумске легуре треба да буде линеарна за монохроматску светлост. Gu и сар. (2006) су у овом истраживању добили линеарну зависност абсорбанце од дебљине алуминијума. Показали су и да се довољно прецизне вредности могу добити и уколико се за претварање абсорбанце у дебљину алуминијума користе само три алуминијумске ламине што оправдава употребу ламина већег промера у истраживањима без губитка прецизности.

Метода одређивања рендгенконтрастности материјала уз помоћ коефицијента атенуације се суштински разликује од осталих метода у томе што је то једина метода која за израчунавање рендгенконтрастности не користи алуминијумске степеничасте ламине (Nomoto и сар., 2008.). У испитивањима

дензитометром се користи еквивалентна дебљина алуминијума. То у неким случајевима доводи до одређених непрецизности. На пример по ISO 9917 стандарду је прописано да се за еквивалентну дебљину алуминијума узме вредност најближа одређеној дебљини алуминијумске ламине. Ако узорак доводи до рендгенконтрастности од на пример 3,51 mm Al, а алуминијумске степеничaste ламине су дебљине за 1 mm веће од претходне за еквивалентну дебљину алуминијума се узима вредност 4. По протоколу ISO 4049 еквивалентна дебљина алуминијума се рачуна из линеарне зависности логаритма оптичке густине и дебљине алуминијума што даје прецизније резултате. Ипак све претходне методе зависе од чистоће алуминијумске легуре која се користи. Све ово такође почива на претпоставци да комплексни сноп x - зрачења показује исти степен апсорпције у алуминијуму као у материјалима који се испитују, а то није тако. Због тога су Nomoto и сар. (2008) степен рендгенконтрастности покушали да изразе преко коефицијента атенуације уместо преко еквивалентне дебљине алуминијума. Метода се заснива на томе да се уместо једног направи пет узорака материјала различите дебљине од 0,5 mm до 2,5 mm и затим направи график зависности вредности сиво - беле скале од дебљине узорка. На основу ове зависности могуће је израчунати коефицијент атенуације.

$$\ln(D-f) = \ln(atI) - mx$$

$$D = k(255 - G)$$

при чему је: k - константа сиво - беле скале, G - вредност тона сиво - беле скале, f - "base + fog", a - ефикасност стварања слике, t - време, I - површинска ирадијанца, m - коефицијент атенуације и x - дебљина узорка.

Вредности a и I су непознате, али константне, тако да ако се време и раздаљина рендгенске цеви не мењају количник $\ln(D-f)$ и x даје линеарни коефицијент атенуације. Једначина за израчунавање се може исказати и у другом облику:

$$\ln(g-G) = \ln(atI) - mx$$

при чему је g - вредност тона сиво - беле скале неекспонираног филма или плоче.

Одавде се коефицијент атенуације може наћи из зависности $\ln(g-G)$ од дебљине узорка. Употребом еквивалентне дебљине алуминијума аутори нису

могли да израчунају рендгенконтрастност материјала у случају када су ове вредности испод 1 mm Al, док са употребом коефицијента атенуације таквих проблема није било. Ово је сличан метод као онај који су користили Gu и сар. (2006), али боље изражава физичке законитости везане за материјал израчунавањем директно коефицијента атенуације. Аутори су показали да се прецизнији резултати коефицијента атенуације могу добити употребом дигиталне него конвенционалне радиографије (Nomoto и сар., 2008).

Циљеви истраживања

Имајући у виду све неистражене аспекте рендгенконтрастности стоматолошких материјала циљеви предвиђених истраживања би били да се утврди:

1. Рендгенконтрастност различитих врста денталних цемената на дигиталној радиографији уз употребу ЦЦД дигиталног сензора.
2. Ефекат различитих врста контрастних средстава на разлике у резултатима рендгенконтрастности добијених на рендгенском филму и дигиталном радиограму.
3. Рендгенконтрастност различитих врста денталних кочића и њихова минимална клинички прихватљива рендгенконтрастност.
4. Могућности конвенционалне и дигиталне радиографије у дијагностиковању заосталог вишка цемента на абатменту након цементирања протетских рестаурација.

Методе и материјали

***In vitro* анализа рендгенконтрастности денталних цемената уз употребу ЦЦД дигиталног сензора**

Методологија која је коришћена у истраживањима рендгенконтрастности денталних цемената базирана је на стандардима ISO 9917 и ISO 4049. У табели 2 су наведени називи, врста материјала, произвођачи и састав тестираних материјала.

Цементи су мешани по упутству произвођача. Материјали су стављани у прстенасте калупе израђене од нерђајућег челика унутрашњег промера 8 mm и дебљине 1 mm и притиснути уз помоћ две стаклене микроскопске плочице како би се направили узорци дебљине 1 mm. Полимеризујући материјали су додатно просветљени 40 секунди са сваке стране уз помоћ лампе за полимеризацију (модел XL 300, 3M ESPE, MN, USA). Након уклањања из калупова дебљина сваког узорка је мерена уз помоћ дигиталног микрометра (Mitutoyo, Токуо, Јапан). Уколико је било потребно узорци су полирани уз помоћ финих абразивних папира величине честице 600 μm како би се осигурала дебљина узорака од $1\pm 0,1$ mm. Направљено је по пет узорака од сваке врсте цемента.

Табела 2. Испитивани цементи: ZnO, цинк оксид; MgO, магнезијум оксид; H₃PO₄, фосфорна киселина; Al₂O₃, алуминијум оксид; НЕМА, 2 - хидрокси - етил метакрилат; YbF₃, итербијум трифлуорид; TEGDMA, триетиленгликол - диметакрилат; Bis - GMA, бисфенол А диглицидил метакрилат; П; прах; Т, течност; Б, база; К, катализатор.

Назив	Врста цемента	Произвођач	Састав
Cegal N	Цинк фосфатни цемент	Galenika, Belgrade, Serbia	П(1g): 860 mg ZnO, 90 mg MgO Т(1ml): 1235 mg H ₃ PO ₄ , 202 mg ZnO, 109 mg Al ₂ O ₃
Harvard Zinc Phosphate Cement	Цинк фосфатни цемент	Richter and Hoffmann, Berlin, Germany	П(1g): 890 mg ZnO, 89 mg MgO Т(1ml): 540 mg H ₃ PO ₄
Harvard Polycarboxylate Cement	Цинк поликарбоксилатни цемент	Richter and Hoffmann, Berlin, Germany	П(1g): 890 mg ZnO, 89 mg MgO (1ml): 400 mg полиакрилне киселине
Hoffmann's Carboxylate Cement	Цинк поликарбоксилатни цемент	Richter and Hoffmann, Berlin, Germany	П(1g): 800 - 900 mg, ZnO, 50 - 100 mg MgO Т: полиакрилна киселина
Ketac Cem Easymix	Глас јономер цемент	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	П: флуороалумино силикатно стакло и кополимер акрилне малеинске киселине Т: вода, тартарна киселина и конзервациони агенти
Ketac Cem Radiopaque	Глас јономер цемент	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	П: флуороалумино силикатно стакло и кополимер акрилне малеинске киселине Т: вода, тартарна киселина и конзервациони агенти
Fuji I	Глас јономер цемент	GC Corp., Tokyo, Japan	П: флуороалумино силикатно стакло Т: поликарбоксилна киселина
Rely X luting	Смолем модификовани глас јономер цемент	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	П: флуороалумино силикатно стакло, калијум персулфат, аскорбинска киселина и контрастна средства Т: метакрилатна поликарбоксилна киселина, вода, НЕМА и тартарна киселина
Multilink Automix	Композитни цемент	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Б: диметакрилат и НЕМА 30.5%, пунилац на бази баријумовог и силикатног стакла 45.5%, YbF ₃ 23% К: диметакрилат и НЕМА 30.2%, пунилац на бази баријумовог и силикатног стакла 45.5%, YbF ₃ 23%
Variolink II	Композитни цемент	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Б: диметакрилат 26.3%, неоргански пунилац (силицијум, баријумово стакло, YbF ₃) 73.4% К: диметакрилат 22%, неоргански пунилац (силицијум, баријумово стакло, YbF ₃) 77%
Speed CEM	Композитни цемент	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Б: диметакрилат 23.3%, пунилац на бази стакла и силицијум диоксида 75% К: диметакрилат 26%, кополимер 22.6%, YbF ₃ 45.2%
Rely X Unicem Automix shade A2	Композитни цемент	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Б: силицијум и цирконијум пунилац, TEGDMA, Bis-GMA К: TEGDMA, Bis-GMA и силицијум и цирконијум пунилац
Variolink Veneer High Value +1	Композитни цемент	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Диметакрилат 34.5%, неоргански пунилац 60.1%, YbF ₃ 5%
Variolink Veneer Medium Value 0	Композитни цемент	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Диметакрилат 33.7% и неоргански пунилац 65.9%

Узорци дентина и глеђи су направљени уз помоћ пет свеже екстрахираних хуманих мандибуларних молара. Зуби су чувани у 10 % неутрализованом пуферском раствору формалина најдуже месец дана након екстракције. Узорци глеђи и дентина дебљине 1 mm добијени су исецањем зуба у правцу њихове уздужне осовине уз помоћ микротома (Leica 1600, Nussloch, Germany). Узорци су до употребе у експерименту чувани у дестилованој води. Направљено је по пет узорака дентина и глеђи који су служили као контрола.

Сваки узорак цемента је дигитално радиографисан поред глеђи, дентина и алуминијумског еталона уз помоћ ЦЦД сензора (Trophy Radiology, Cedex, France). Алуминијумски еталон је био направљен од 99,6 % чистог алуминијума при чему је свака наредна од десет употребљених ламина била дебља од претходне за по 1 mm. Дигитални радиограми су урађени уз помоћ рендгенског апарата (Trophy Radiology) користећи параметре 70 kVp и 7 mA. Експозиционо време је био подешено на 0,074 s са растојањем објекта радиографисања од рендгенске цеви од 35 cm.

Дигитални радиограми су сачувани као обични тиф документи и анализирани коришћењем хистограм алатке програма Adobe Photoshop CS4 (Adobe Systems). Предузете су мере које су имале за циљ да се избегне анализа површина које су садржавале ваздух или друге аномалије. Анализа сваког узорка је извршена три пута при чему је израчуната средња вредност тона сиво - беле скале. Направљен је график зависности тона сиво - беле скале од логаритма алуминијумске дебљине што је омогућило добијање калибрационе криве. Ове корелације су омогућиле конверзију тона сиво - беле скале узорка у рендгенконтрастност изражену у дебљини алумнијума.

Резултати су изражени као средња вредност рендгенконтрастности пет узорака из сваке групе. За анализу резултата коришћен је статистички пакет Statistica 7.0. Једносмерна анализа варијансе (ANOVA) праћена post hoc Tukey тестом је коришћена за поређење разлика између група ($P < 0,05$).

Испитивање утицаја врсте радиографског метода на детекцију материјала на радиограму зависно од врсте контрастног средства присутног у материјалу

Експериментални цементи су припремљени мешањем акрилата са седам различитих контрастних средстава. Контрастна средства која су коришћена у студији су била:

1. Цинк оксид (Alkaloid, Скопље, Македонија).
2. Цирконијум оксид (Kemika, Загреб, Хрватска).
3. Баријум сулфат (Kemika).
4. Титанијум диоксид (Moss Hemos, Београд, Србија).
5. Јодоформ (Galenika, Београд, Србија).
6. Бизмут оксид (Alfa Aesar, Карлсруе, Немачка).
7. Итербијум трифлуорид (Alfa Aesar).

Контрастна средства су додавана у метакрилат на тај начин што је замењено 10 %, 20 % или 30 % праха метакрилата.

Сваки експериментални цемент је замешан у односу 1 g праха и 0,37 ml течности акрилата и сипан у металне прстенасте калупе промера 8 mm и дебљине 1 mm који су били постављени на микроскопске плочице. Друга микроскопска прочица је била коришћена да притисне цемент на калуп како би се добио узорак дебљине 1 mm. Након уклањања из калупа дебљина узорака је била проверавана уз помоћ дигиталног микрометра (Mitutoyo) и уколико је било потребно, узорци су полирани уз помоћ абразивних папира величине зрна 600 μm .

По пет узорака сваког материјала је радиографисано заједно са алуминијумским еталоном направљеним од алуминијума чистоће 99,6 % са дебљином која је варирала од 1 mm до 10 mm са униформним повећањем дебљине сваке наредне ламине за по 1 mm. Радиографисање је извршено уз помоћ генератора x - зрака (Gendex GX, Milano, Italy) који је радио на напону од 70 kVp, са струјом од 7 mA и удаљеношћу од објекта радиографисања од 35 cm. Узорци су радиографисани на Е брзим оклузалним филмовима (Eastman Kodak Company, Rochester, NY, USA) користећи експозицију од 0,32 s. Сваки узорак је такође

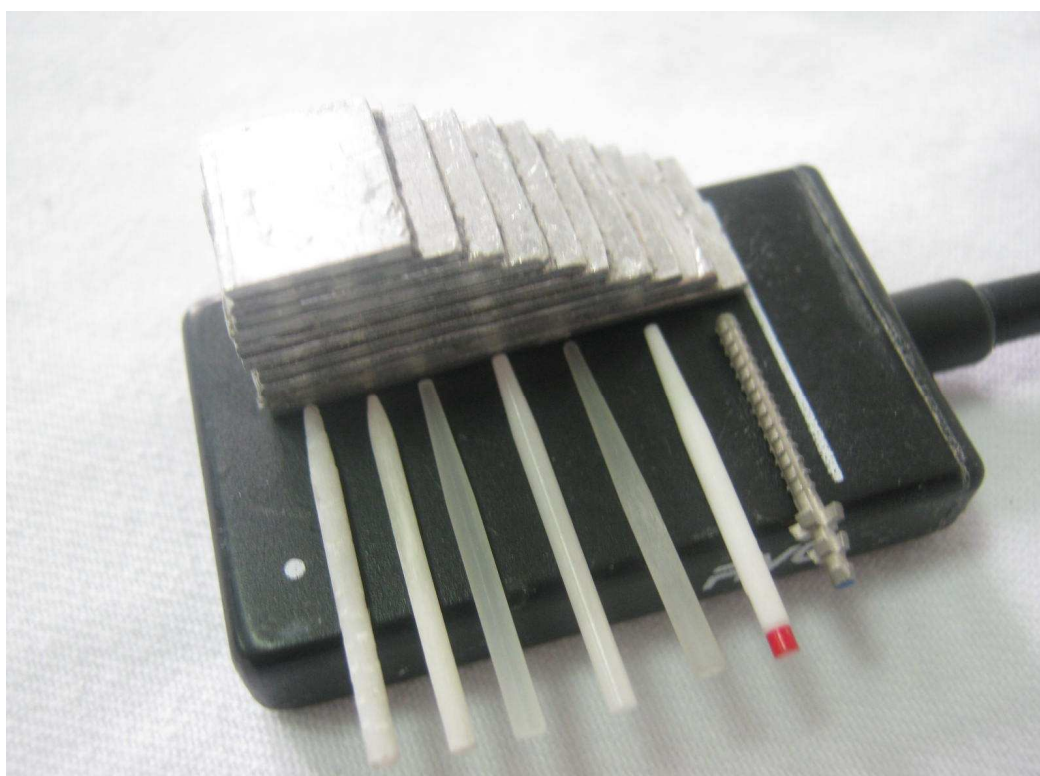
радиографисан уз помоћ РВГ сензора (Trophy Radiology) користећи исте параметре струје и напона и време експозиције од 0,074 s. Радиографска густина на филму је изражавана као средња вредност оптичких густина измерених уз помоћ дензитометра (X Rite 341, Grand Rapids, MI, USA), док је на дигиталним радиограмима изражавана као средња вредност тона сиво - беле скале која је добијена помоћу програма Adobe Photoshop CS4 (Adobe System). Три вредности су рачунате за сваки узорак и сваку ламину алуминијумског еталона. Како би се израчунала ренгенконтрастност цемената, прављен је график зависности логаритма дебљине ламина алуминијумског еталона и одговарајуће радиографске густине ламина. Радиографска густина цемената је затим коришћена како би се израчунала њихова рендгенконтрастност. Подаци су анализирани уз помоћ двосмерне анализе варијансе (ANOVA) и упареног t теста ($P < 0,05$).

Испитивање рендгенконтрастности денталних кочића на дигиталној радиографији

За потребе истраживања употребљено је седам различитих комерцијалних врста денталних кочића који су приказани у табели 3. Кочићи су радиографисани заједно са алуминијумским степеничастим еталоном уз помоћ РВГ дигиталног сензора (Trophy Radiology) (слика 8). Извор x - зрачења био је подешен на напон од 60 kVp, јачину струје од 7 mA, време експозиције од 0,063 s и раздаљину извора зрачења од објекта радиографисања од 35 cm. Радиограми су сачувани као тиф документи и анализирани уз помоћ програма Adobe Photoshop CS4 (Adobe Systems) помоћу кога је радиографска густина сваког од кочића представљена у виду тона сиво беле - скале. Анализа је извршена у централном делу кочића где је његова дебљина највећа. Након рачунања радиографске густине сваке од степеница алуминијумског степеничастог еталона прављен је график зависности дебљине алуминијума и његове радиографске густине што је коришћено да се израчунају коефицијенти нагиба криве и одсечка на оси радиографске густине. Те вредности су затим употребљене да се радиографска густина сваког од кочића преведе у еквивалентну дебљину алуминијума.

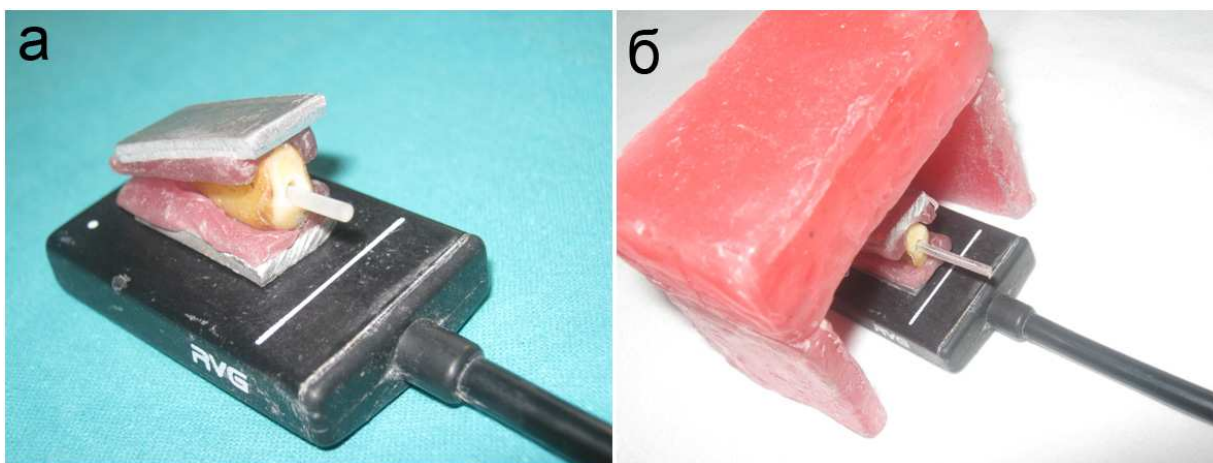
Табела 3. Дентални кочићи коришћени у студији.

Назив	Врста	Произвођач
Nti	Титанијумски кочић	Kahla Gbm, Germany
Glassix	Композитни кочић	Harald Nordin SA, Chailly/Montreux, Switzerland
Easypost	Композитни кочић	Dentsply, Surrey, UK
Rely X Fiber Post	Композитни кочић	3MESPE, MN, USA
FRC Postec Plus	Композитни кочић	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Cytec Blanco	Композитни кочић	Hahnenkraat, Konigsbach-Stein, Germany
Cosmopost	Керамички кочић	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein



Слика 8. Испитивани кочићи заједно са алуминијумским степеничастим еталоном постављени на дигитални ЦЦД сензор. Са лева на десно: Cytec Blanco, Glassix, Rely X Fiber Post, Cosmopost, FRC Postec Plus, Easypost и NTi.

По пет мандибуланих секутића и очњака је сакупљено и сачувано у 10 % неутралисаном пуферском раствору формалина. Круница сваког зуба је исечена уз помоћ дијамантских шајбни, а канали корена су ендодонски третирани и напуњени гутаперком и ендодонтском пастом Apexit Plus (Ivoclar Vivadent, Schaah, Lichtenstein). Коренови зуба су обрађени уз помоћ машинских проширивача по упутствима произвођача. Након тога, сваки од кочића постављен је у канал корена зуба и радиографисан користећи исте параметре као приликом радиографисања кочића ван канала корена зуба. Такође, за потребе истраживања су направљени узорци алуминијума дужине 2 cm, ширине 1 mm и дебљине од 0,6 mm до 1,2 mm која се сукцесивно повећавала за по 0,2 mm. Узорци су постављени у канал корена зуба и радиографисани по процедури описаној за кочиће. Између рендгенске цеви и зуба је постављен алуминијумски блок дебљине 4 mm који је имао за задатак да имитира кост и восак дебљине 16 mm који је представљао аналог меких ткива кроз која зрачни сноп пролази приликом радиорафисања (слика 9). Пет искусних клиничара је затим оцењивало степен рендгенконтрастности кочића на добијеним радиограмима. За анализу утицаја врсте кочића и дебљине алуминијума на видљивост кочића на радиограму коришћена је једносмерна анализа варијанси (ANOVA) праћена post hoc Tukey тестом ($P < 0,05$).



Слика 9. Експериментална поставка. а) Композитни кочић Rely X Fiber Post постављен у канал доњег очњака заједно са алуминијумским ламинама које симулирају коштану ткиво мандибуле. б) Алуминијумски вештачки кочић

дебљине 1,2 mm постављен у канал корена зуба заједно са алуминијумским аналогом коштаних ткива и воштаним аналогом меких ткива.

Испитивање рендгенконтрастности вишкова цемената на имплантатима

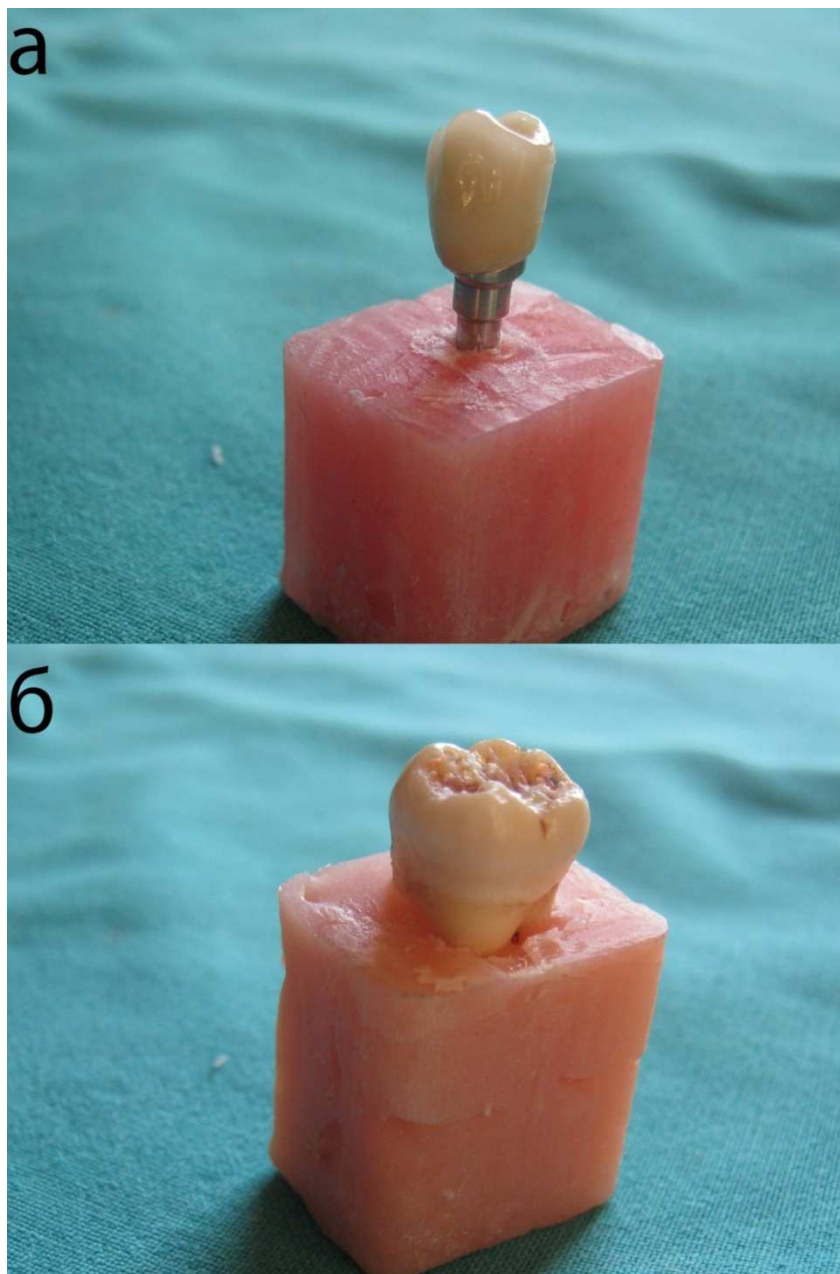
Цементни материјали наведени у табели 4 су коришћени за израду по 5 узорака сваког материјала дијаметра 8 mm и дебљине 1 mm како би се израчунала рендгенконтрастност цемената у складу са ISO 4049 и ISO 9917 стандардима. Узорци су радиографисани поред алуминијумског степеничастог еталона користећи РВГ дигитални сензор (Trophy Radiology). Апарат за радиографисање је био подешен на струју јачине 7 mA и напон од 70 kVp. Експозиција је била 0,063 s, док је раздаљина између извора зрачења и објекта радиографисања била 35 cm. Радиографске густине узорака изражене преко тонова сиво - беле скале (0 - 255) рачунате су уз помоћ софтверског пакета Trophy for Windows (Trophy Radiology) и конвертоване у еквивалентну дебљину алуминијума како би се израчунала рендгенконтрастност цементних материјала.

Табела 4. Цементни материјали тестирани у студији. ОГ - оклузогингивално, МД - мезиодистално, БО - букоорално.

Назив	Врста материјала	Произвођач	Дијаметри атрефицијалних вишкова цемента		
			ОГ (mm)	МД (mm)	БО (mm)
Harvard Zinc Phosphate Cement	Цинк фосфатни цемент	Richter and Hoffmann, Berlin, Germany	0,5; 1	0,5	0,5; 1; 1,5; 2; 2,5; 3
Ketac Cem Easymix	Глас јономер цемент	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	0,5; 1	0,5	0,5; 1; 1,5; 2; 2,5; 3
Speed CEM	Композитни цемент	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	0,5; 1	0,1; 0,3 ; 0,5	0,5; 1; 1,5; 2; 2,5; 3
Rely X Unicem Automix shade A2	Композитни цемент	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	0,5; 1	0,1; 0,3 ; 0,5	0,5; 1; 1,5; 2; 2,5; 3
Алуминијум	Алуминијум високе чистоће	Alprom, Uzice, Serbia	0,5; 1	0,1; 0,3 ; 0,5	0,5; 1; 1,5; 2; 2,5; 3

Абатмент (Snappy abutment, Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) и имплант реплика (Nobel Biocare) су коришћени за потребе истраживања. Абатмент је зашрафљен за имплант реплику која је фиксирана у аутополимеризујући акрилат. Метална капица на супраструктурама на имплантату је направљена уз помоћ воштаних модела. За израду капица коришћена је иста врста кобалт хром легуре. Фасетна керамика (VITA VK 95 Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) је употребљена за завршетак израде крунице са рубом у керамици. Апликовање и синтеровање керамике је стандардизовано у складу са уобичајеним лабораторијским техникама за израду метало - керамичких круница. Након тога је круница цементирана за абатмент уз помоћ привременог цемента (Temp Bond NE, 3M ESPE, USA) при чему је вишак цемента пажљиво уклоњен са споја супраструктуре на имплантату и крунице користећи лупу са увеличањем од 10 пута. Такође, три свеже екстрахирана интактна доња кутњака су сакупљена и сачувана у 10 % неутрално пуферисаном раствору формалина до почетка експерименталних процедура и служила су као контрола. Сваки зуб је фиксиран у

аутополимеризујући акрилат тако да је акрилат обухватио коренове зуба до 2 mm апикално од цементно - глеђне границе.

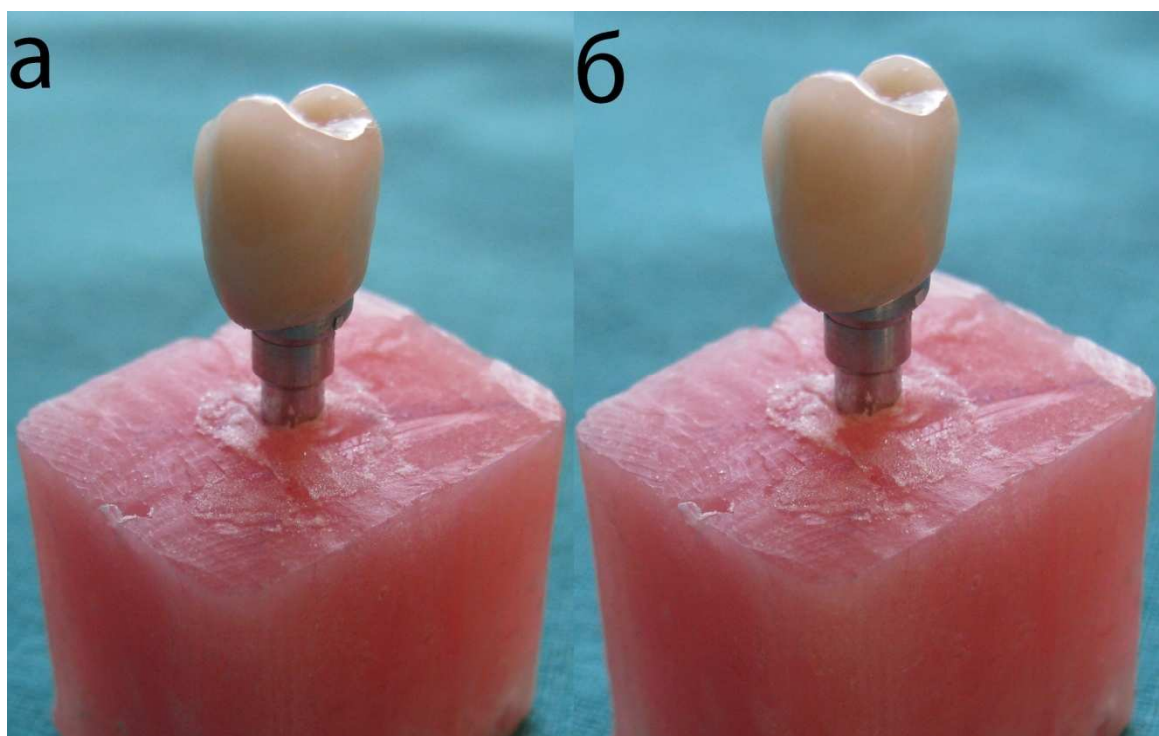


Слика 10. а) Металокерамичка круница са рубом у керамици на имплантату и б) зуб у акрилатном блоку.

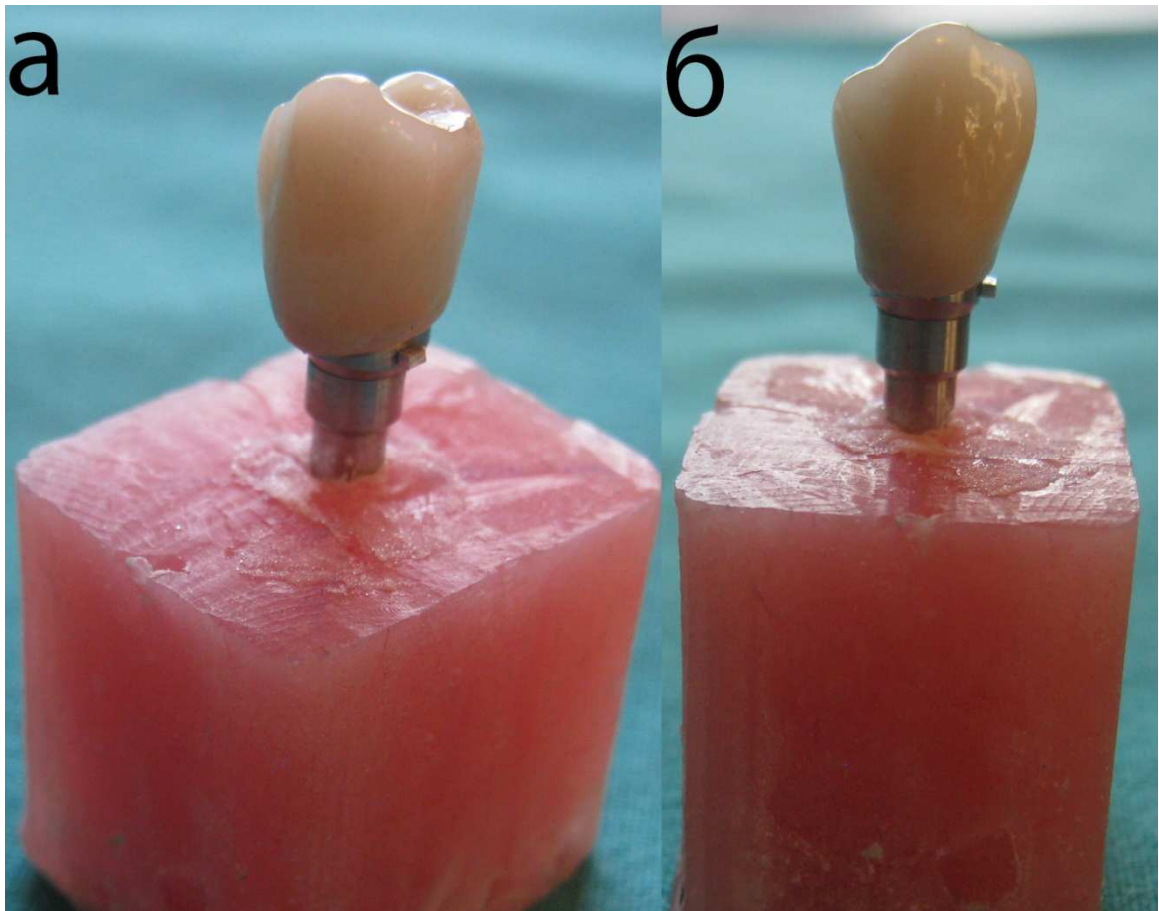
Артефицијални апроксимални вишкови цемената направљени су уз помоћ алуминијумске легуре 1100 чистоће 99,6 % и цементних материјала који су наведени у табели 4. Калупи израђени од нерђајућег челика дебљине 0,5 mm и 1

mm са унутрашњим отворима 3 mm x 0,5 mm коришћени су како би се направили узорци материјала. Узорци су затим обрађивани и полирани уз помоћ абразивног карбидног папира величине честица 300 μm и 600 μm користећи лупу са увеличањем од 10 пута како би се добили узорци одговарајуће дебљине (мезиодистално), висине (окузогингивално) и дубине (букоорално) (табела 4). Није било могуће да се за Harvard Zinc Phosphate Cement (Harvard Dental International GmbH) и Ketac Cem Easymix (3M ESPE) израде узорци малих дебљина због лома материјала. Дигитални микрометар (Mitutoyo) прецизности $1\pm 0,01 \mu\text{m}$ је коришћен за контролу дебљине узорака.

Артефицијални вишкови цемената су затим постављени уз апроксималну страну абатмента и на апроксималним површинама природног зуба на површину цемента одмах испод глеђно - цементне границе уз помоћ транспарентног лепка.



Слика 11. Алуминијумски артефицијални вишкови мезиодисталног промера 0,1 mm и оклузогингивалног промера 0,5 mm постављени на апроксималну страну абатмента букооралног промера а) 0,5 mm и б) 1 mm.



Слика 12. Алуминијумски артефицијални вишак мезиодисталног и оклузогингивалног промера 0,5 mm и букооралног промера 1 mm постављени на а) апроксималну страну абатмента посматрано из профила и б) у ортогоналном правцу у односу на вестибуларну површину абатмента.

Свака надокнада на имплантату и природни зуб су радиографисани заједно са једним артефицијалним алуминијумским или цементним артефицијалним вишком цемента уз помоћ већ наведеног дигиталног сензора, са истим параметрима струје, напона, експозиције и удаљености рендгенске цеви од објекта радиографисања. Восак за моделовање дебљине 16 mm је постављен између рендгенске цеви и рестаурације на имплантату или зуба како би представљао аналог меких ткива.

Радиограми су сачувани као регуларни и велики тиф документи и анализирани без подешавања контраста и светлости. Серија дигиталних радиограма са артефицијалним вишковима цемената направљених од различитих материјала и у различитим димензијама показани су петорици искусних клиничара који су

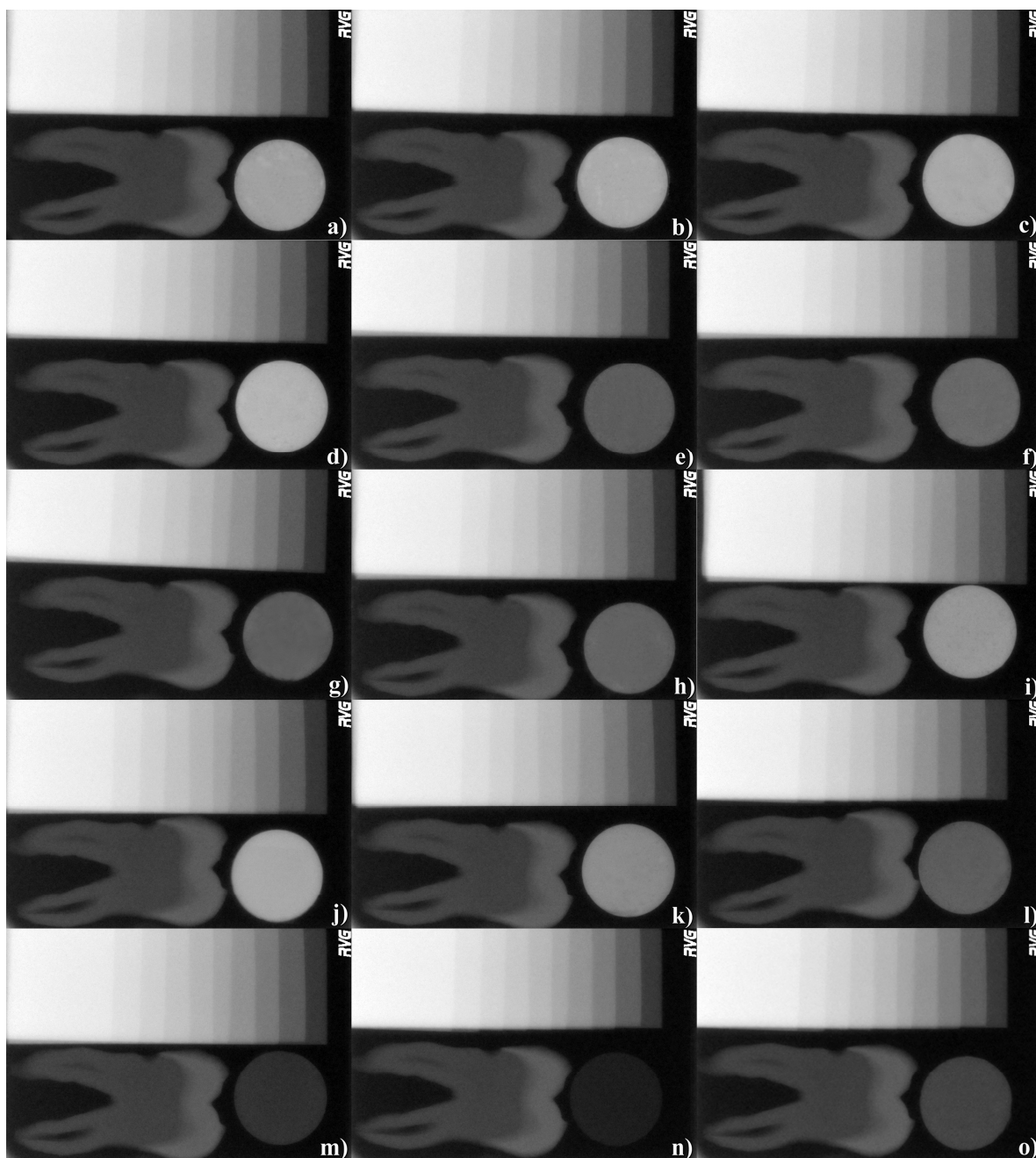
замољени да идентификују оне радиограме на којима је могућа идентификација вишкова цемената.

За анализу резултата коришћена је једносмерна анализа варијансе (ANOVA) узимајући у обзир факторе: врста система радиографисања, мезиодистални и оклузогингивални промер узорака, врста цемента и величина тиф дигиталног документа. Након проналажења статистички значајног утицаја неког од фактора, post hoc Tukey тест је коришћен за проналажење разлика између група. Степен значајности је био подешен на $P < 0,05$.

Резултати

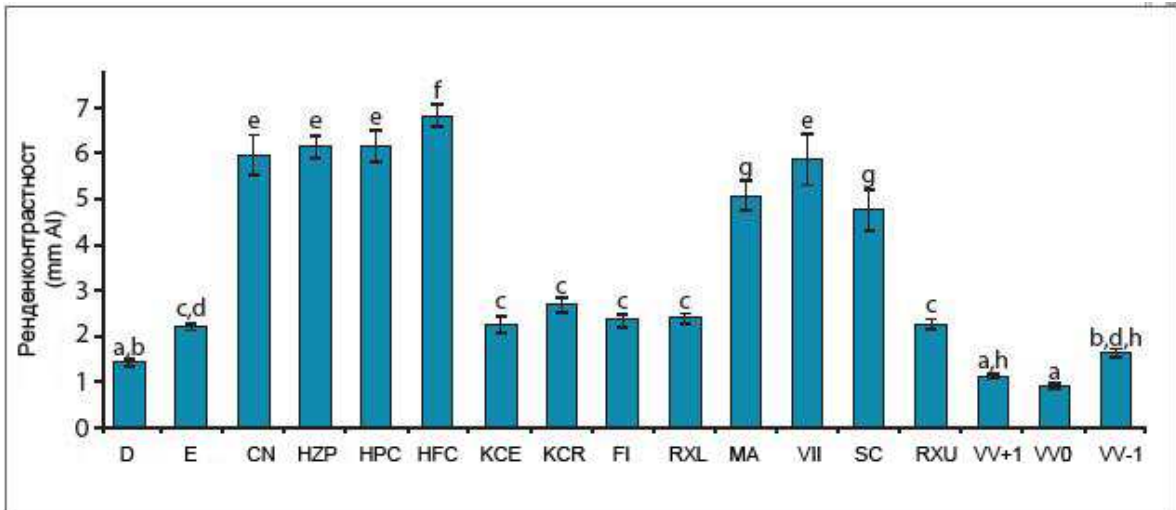
***In vitro* анализа рендгенконтрастности денталних цемената уз употребу ЦЦД дигиталног сензора**

Једносмерна анализа варијанси (ANOVA) и post hoc Tukey тест су показали статистички значајну разлику у рендгенконтрастности испитиваних цемената ($P < 0,05$) (слика 14). На слици 13 су приказани дигитални радиографи испитиваних денталних цемената заједно са узорцима дентина и глеђи и алуминијумским степеничастим еталоном.



Слика 13. Дигитални радиограми испитиваних материјала а, Cegal N; б, Harvard Zinc Phosphate Cement; в, Harvard Polycarboxylate Cement; д, Hoffmann's Carboxylate Cement; е, Ketac Cem Easymix; ф, Ketac Cem Radiopaque; г, Fuji I; х, Rely X Luting cement; и, Multilink Automix; ј, Variolink II, к, Speed Cem; л, Rely X Unicem; м, Variolink Veneer High Value +1; н, Variolink Veneer Medium Value 0; о, Variolink Veneer Low Value -1.

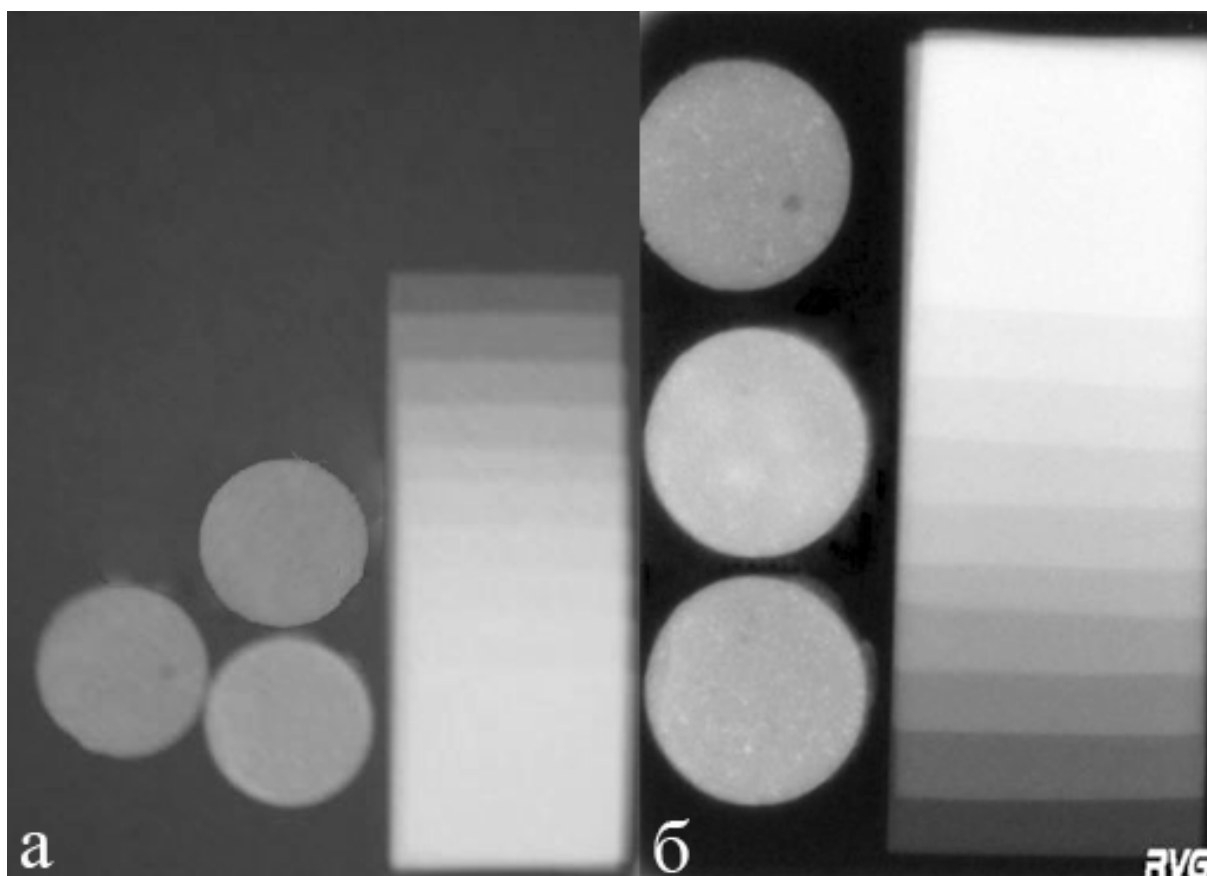
Резултати рендгенконтрастности цемената су приказани на слици 14. Поликарбоксилатни цемент Hoffmann's Carboxylate cement је показао највећу вредност рендгенконтрастности (5,96 mm алуминијума), док је Medium Value 0 shade Variolink Veneer (3M ESPE) показао најмању рендгенконтрастност (0,77 mm алуминијума). Variolink Veneer Medium Value 0 (3M ESPE) и Variolink Veneer High Value +1 (3M ESPE) су били једина два цемента који нису задовољили минимум рендгенконтрастности (прописан ISO стандардима) од најмање 1 mm алуминијума. Рендгенконтрастност дентина је била статистички значајно различита од рендгенконтрастности глеђи ($P < 0,05$). Medium Value 0 и High Value +1 shades Variolink Veneer-a (3M ESPE) су показали мању рендгенконтрастност од дентина, али разлика није била статистички значајна ($P > 0,05$). Рендгенконтрастност Low Value -1 shade Variolink Veneer-a (3M ESPE) је била незнатно већа од рендгенконтрастности дентина, а мања од рендгенконтрастности глеђи, али ниједна разлика није показала статистичку значајност ($P > 0,05$). Вредности рендгенконтрастности глас јономерних цемената, смолом модификованог глас јономерног цемента Rely X Luting cement (3M ESPE) и композитног цемента Rely X Automix (3M ESPE) нису биле статистички значајно различите од рендгенконтрастности глеђи ($P > 0,05$). Цинк фосфатни, цинк поликарбоксилатни и три композитна цемента су имали рендгенконтрастност статистички значајно већу од рендгенконтрастности глеђи ($P < 0,05$).



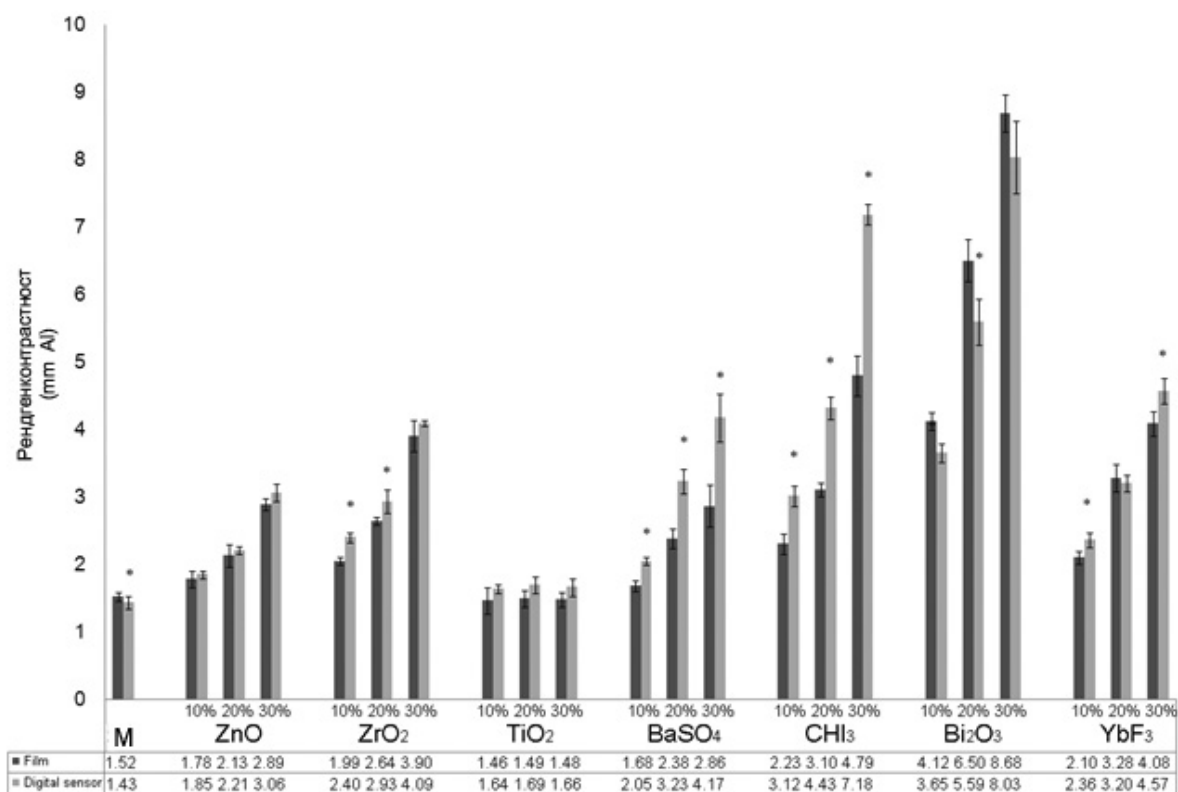
Слика 14. Рендгенконтрастност испитиваних денталних цемената и зубних структура изражена у виду еквивалентне дебљине алуминијума \pm стандардна девијација. Колоне означене истим словима нису статистички значајно различите ($P > 0,05$). D, дентин; E, глеђ; CN, Cegal N; HZP, Harvard Zinc Phosphate Cement; HPC, Harvard Polycarboxylate Cement; HFC, Hoffmann's Carboxylate Cement; KCE, Ketac Cem Easymix; KCR, Ketac Cem Radiopaque; FI, Fuji I; RXL, Rely X Luting cement; MA, Multilink Automix; VII, Variolink II, SC, Speed Cem; RXU, Rely X Unicem; VV+1, Variolink Veneer High Value +1; VV0, Variolink Veneer Medium Value 0; VV-1, Variolink Veneer Low Value -1.

Испитивање утицаја врсте радиографског метода на детекцију материјала на радиограму зависно од врсте контрастног средства присутног у материјалу

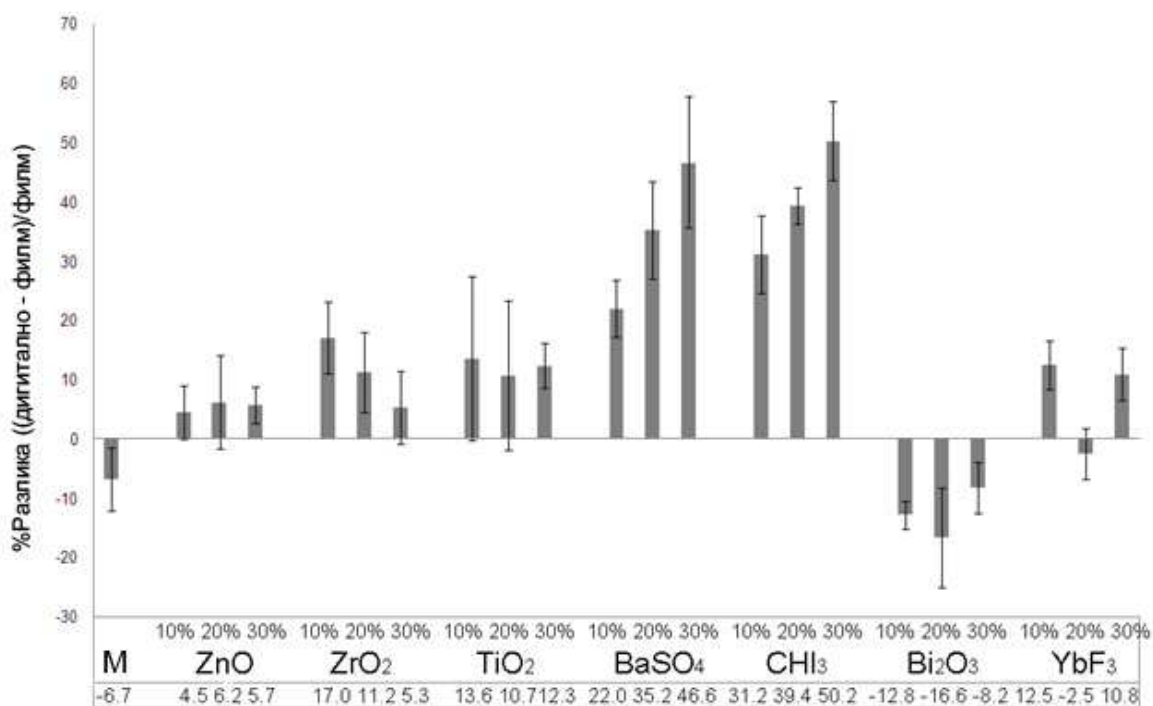
Репрезентативни конвенционални и дигитални радиограми испитиваних узорака са додатком 30% баријум сулфата приказани су на слици 15. Средње вредности рендгенконтрастности експерименталних цемената приказане су на слици 16. Додатак бизмут оксида проузроковао је највеће вредности рендгенконтрастности употребом оба система радиографисања, док је највећа разлика у рендгенконтрастности између конвенционалне и дигиталне радиографије добијена након додатка 30% јодоформа. Двосмерна анализа варијансе (ANOVA) показала је да није било статистички значајне разлике између испитиваних система радиографисања ($P > 0,05$), али да су врста контрастног средства ($P < 0,001$) и интеракција између два фактора статистички значајно утицали на добијене вредности рендгенконтрастности ($P < 0,05$). На слици 16 приказане су процентуалне вредности разлика у рендгенконтрастности узрокованих радиографисањем конвенционалном и дигиталном радиографијом. Слика 17 приказује процентуалне разлике у рендгенконтрастности експерименталних цемената на филму и дигиталном сензору.



Слика 15. а) Конвенционални и б) дигитални радиограм узоака са додатком 30% баријум сулфата. Приметити већу рендгенконтрастност узоака на дигиталној радиографији.



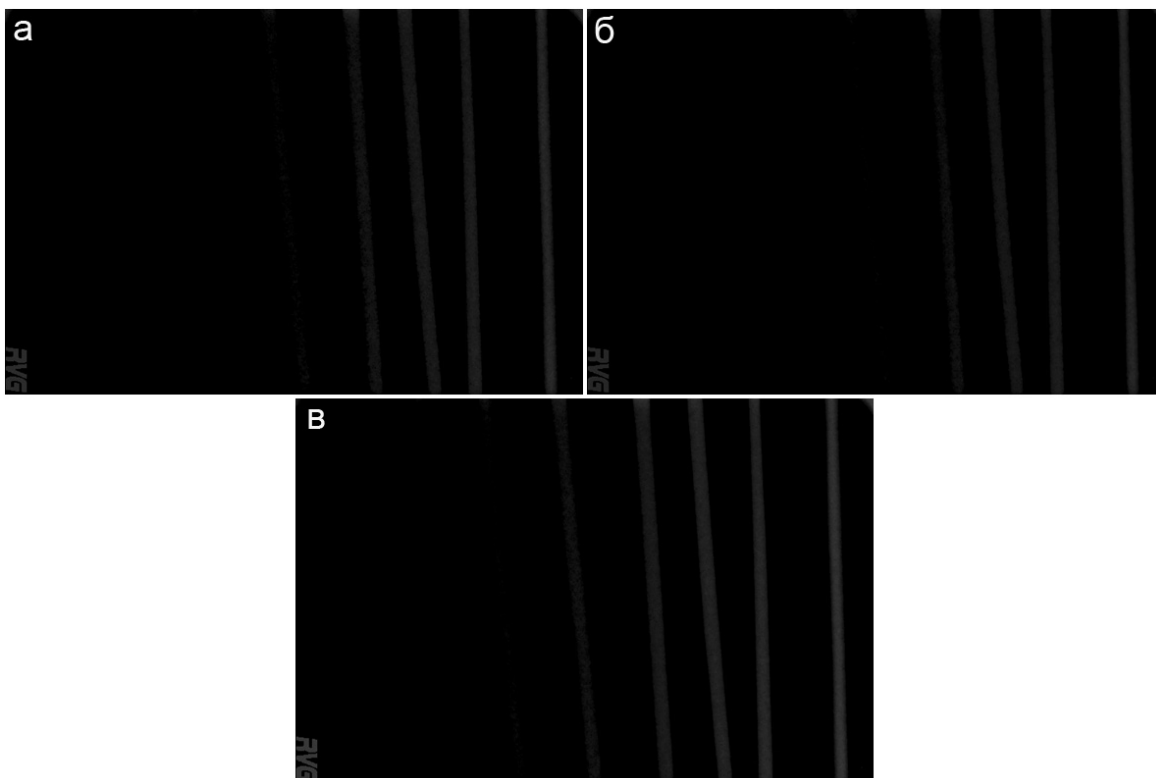
Слика 16. Средње вредности рендгенконтрастности и њихове стандардне девијације изражене у дебљини алуминијума за испитиване експерименталне цементе. Колоне означене са * представљају групе које су показале статистички значајну разлику у рендгенконтрастности на филму и дигиталном сензору (упарени т тест; $P < 0,05$). М, метакрилат, ZnO, цинк оксид; ZrO₂, цирконијум оксид; TiO₂, титанијум диоксид; BaSO₄, баријум сулфат; CHI₃, јодоформ; Bi₂O₃, бизмут оксид; YbF₃, итербијум трифлуорид.



Слика 17. Процентуална разлика у рендгенконтрастности испитиваних експерименталних цемената на филму и дигиталном сензору. Позитивне вредности указују на веће вредности рендгенконтрастности на дигиталном сензору у поређењу са вредностима добијеним уз помоћ конвенционалне радиографије. М, метакрилат, ZnO, цинк оксид; ZrO₂, цирконијум оксид; TiO₂, титанијум диоксид; BaSO₄, баријум сулфат; CHI₃, јодоформ; Bi₂O₃, бизмут оксид; YbF₃, итербијум трифлуорид.

Испитивање рендгенконтрастности денталних кочића на дигиталној радиографији

Највећи број алуминијумских ламина био је видљив при употреби напона од 60 kVp и експозиционе дозе од 0,114 s (слика 18).



Слика 18. Калибрација дигиталног сензора. а) 70 kVp, 0,063 s; б) 70 kVp, 0,095 s; в) 60 kVp, 0,114 s.

Рендгенконтрастност денталних кочића изражена у еквивалентној дебљини алуминијума приказана је у табели 5. Керамички кочић Cosmopost (Ivoclar) испољио је највећи степен рендгенконтрастности (12,53 mm алуминијума), док је композитни кочић Cytac Blanco (Hahnenkraat, Konigsbach-Stein, Germany) испољио најмањи степен рендгенконтрастности (3 mm алуминијума) по милиметру материјала. Врста кочића утицала је на разлике у рендгенконтрастности (ANOVA $P < 0,05$); керамички кочић Cosmopost био је знатно контрастнији од композитних и титанијумског NTi кочића (Kahla Gbm, Germany). Дигитални радиограм испитиваних кочића заједно са алуминијумским степеничастим еталоном су приказани на слици 19.

Табела 5. Рендгенконтрастност испитиваних кочића.

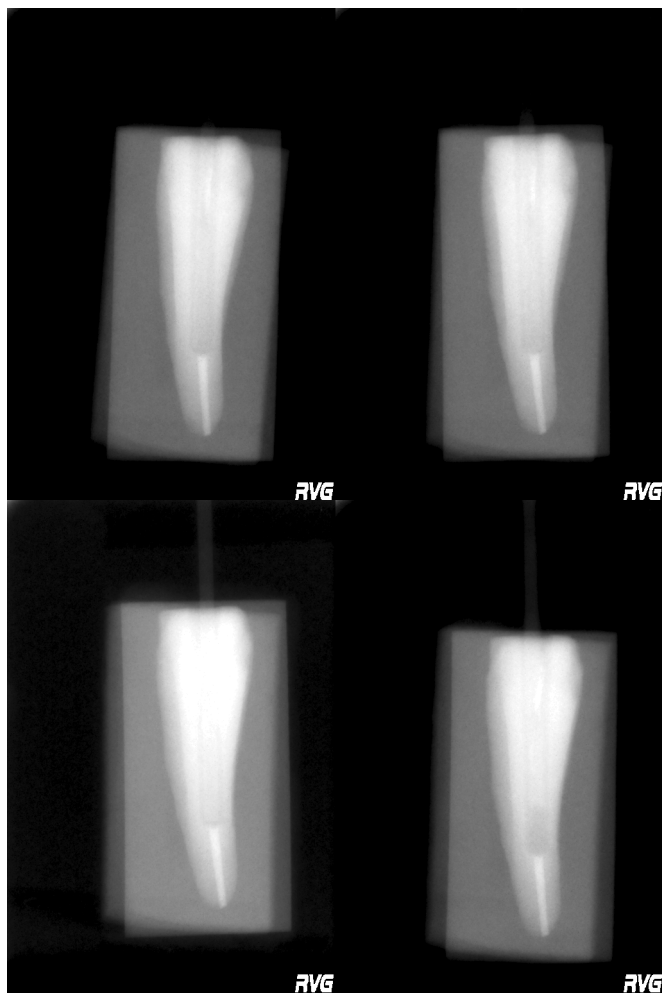
Назив	Дебљина испитиваних кочића (mm)	Рендгенконтрастност фабричке дебљине кочића (mm Al)	Рендгенконтрастност кочића (mm Al) по милиметру дебљине
Nti	1,3	6,1	4,69
Glassix	1,42	3,12	2,19
Easypost	1,43	3,05	2,13
Rely X Fiber Post	1,56	3,55	2,27
FRC Postec Plus	1,42	3,94	2,77
Cytec Blanco	1,41	3	2,12
Cosmopost	1,36	12,53	9,21



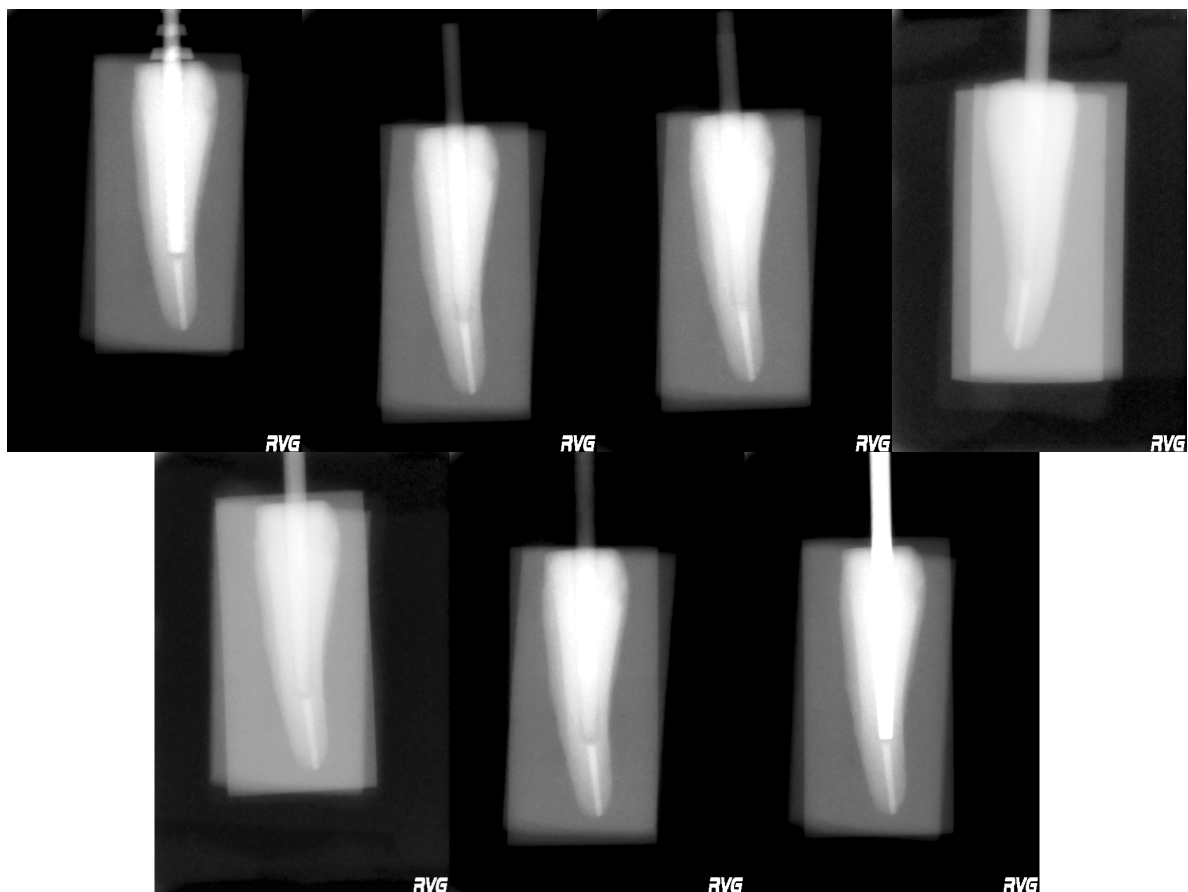
Слика 19. Дигитални радиограм испитиваних кочића. Са лева на десно: Nti, Easypost, Rely X Fiber Post, Cosmopost, FRC Postec Plus, Glassix и Cytec Blanco.

Минимална дебљина алуминијума која се могла визуелизовати у каналу корена зуба је била 1,2 mm. На сликама 20 и 21 су приказани алуминијумски

листићи дебљине од 0,6 mm до 1,2 mm са сукцесивним повећањем дебљине сваке наредне ламине за по 0,2 mm и испитивани кочићи постављени у доњи очњак.



Слика 20. Дигитални радиографи алуминијумских ламина постављених у канал корена зуба. Горе са лева на десно: 0,6 mm Al, 0,8 mm Al; доле са лева на десно: 1 mm Al, 1,2 mm Al.

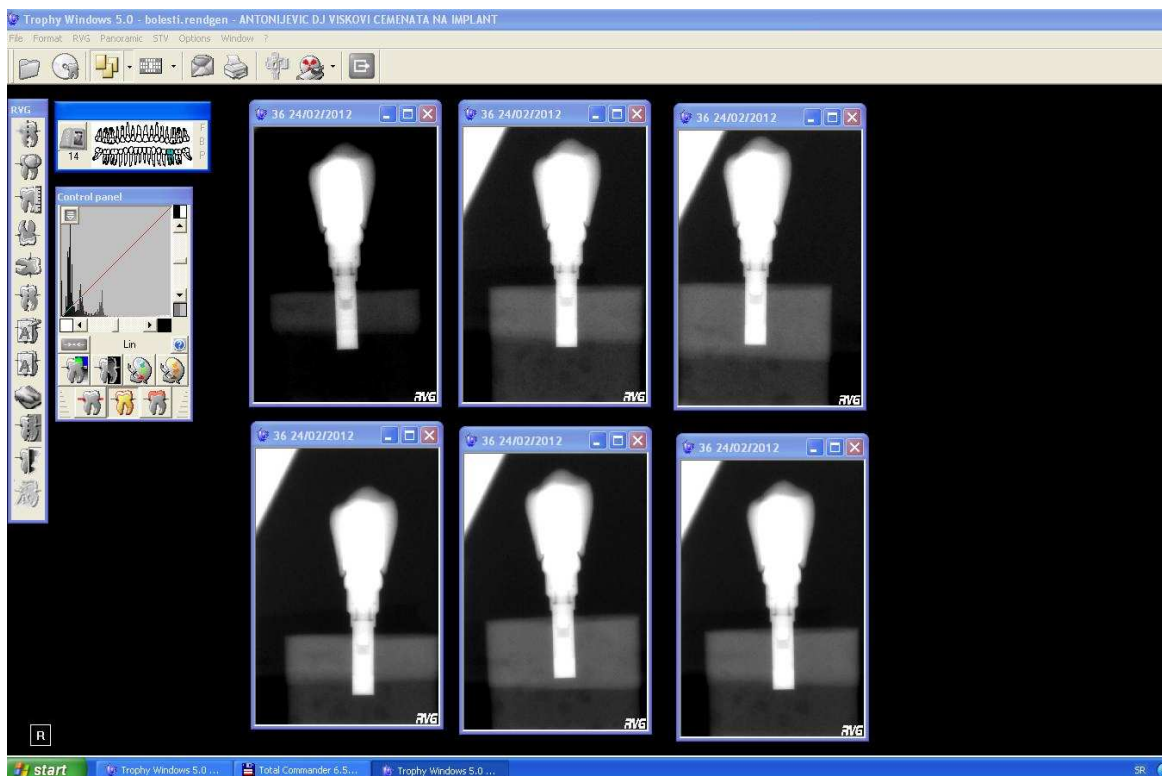


Слика 21. Дигитални радиограми испитиваних кочића постављених у канал корена зуба. Горе са лева на десно: NTi, Glassix, Easypost, Rely X Fiber Post; доле са лева на десно: FRC Postec Plus, Cytac Blanco and Cosmopost.

Испитивање рендгенконтрастности вишкова цемената на имплантатима

Резултати рендгенконтрастности испитиваних цемената изражене у еквивалентној дебљини алуминијума су приказани у табели 6. Између рендгенконтрастности испитиваних цемената је постојала статистички значајна разлика ($P < 0,05$). У табелама 7 - 13 су приказане минималне вредности букооралног промера материјала које су потребне за њихову визуелизацију на конвенционалном и дигиталном радиограму.

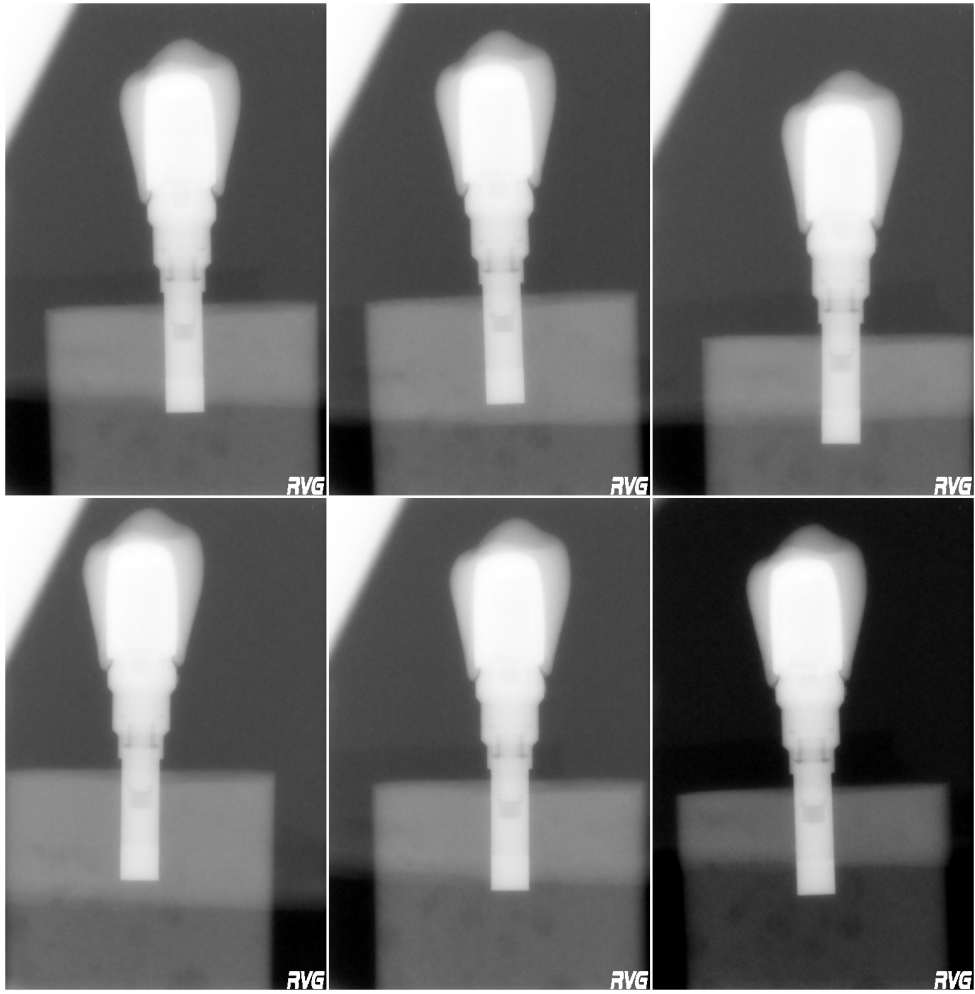
На слици 22 приказани су артефицијални алуминијумски вишкови цемента постављени уз абатмент. Слика 23 приказује дигиталне радиограме узорака алуминијума уз абатмент мезиодисталног промера 0,1 mm, оклузогингивалног промера 0,5 mm и букооралног дијаметра од 0,5 mm до 3 mm са повећањем дебљине сваког наредног узорка за по 0,5 mm. Једносмерном анализом варијансе (ANOVA) је показано да је постојала разлика у минималној рендгенконтрастности узорка која је потребна за његову визуелизацију у зависности од примењеног система радиографисања ($P < 0,05$). Могућност визуелизације вишкова цемената је била статистички значајно различита за дигиталне радиограме сачуване као обичан или велики тиф документ ($P < 0,05$) (слика 24). Постојала је такође статистички значајна разлика у минимуму потребне рендгенконтрастности узорака у зависности од врсте употребљеног цемента (ANOVA $P < 0,05$) (слика 25). Мезиодистални дијаметар узорака је статистички значајно утицао на могућност визуелизације вишкова цемената (ANOVA $P < 0,05$) (слика 26), док оклузогингивални дијаметар узорака није био значајан (ANOVA $P > 0,05$). Анализа утицаја рендгенконтрастности суседних структура на могућност визуелизације вишкова цемената није показала статистичку значајност између абатмента и природног зуба (ANOVA $P > 0,05$).



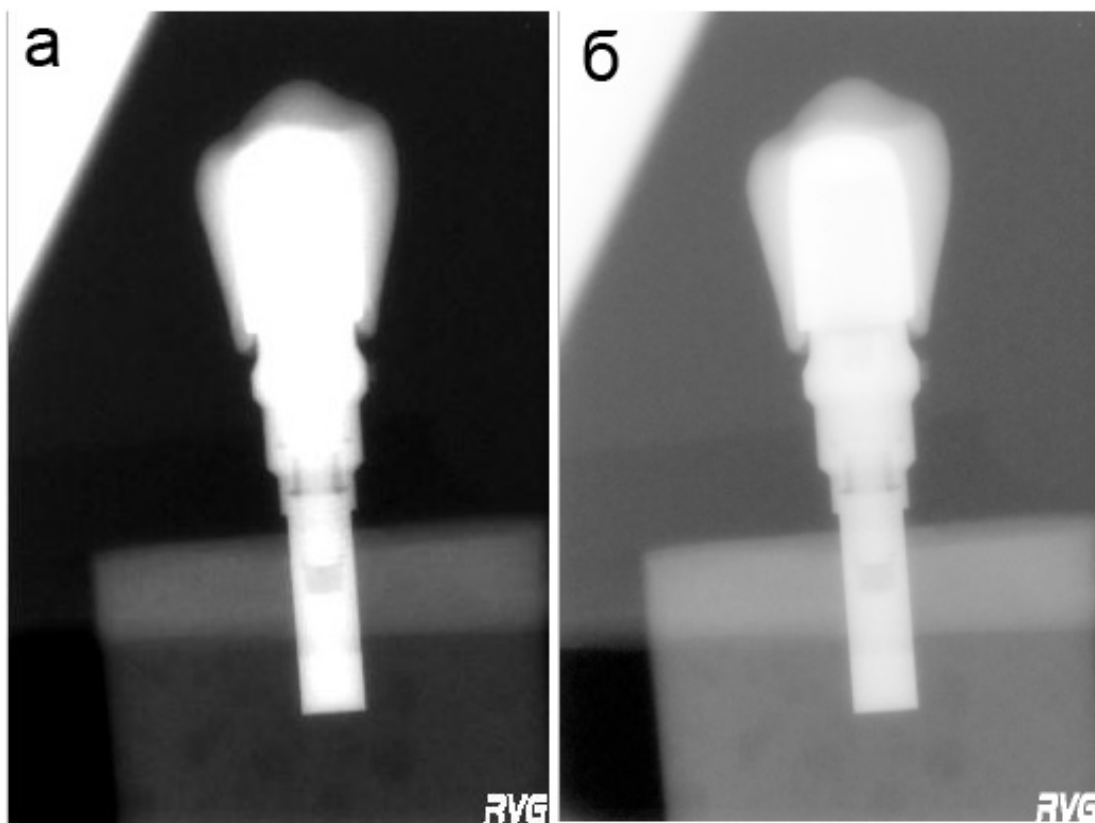
Слика 22. Дигитални радиографи алуминијумских артефицијалних вишкова материјала мезиодисталног дијаметра 0,1 mm на екрану монитора.

Табела 6. Рендгенконтрастност цементних материјала испитиваних у студији изражена у милиметрима алуминијума.

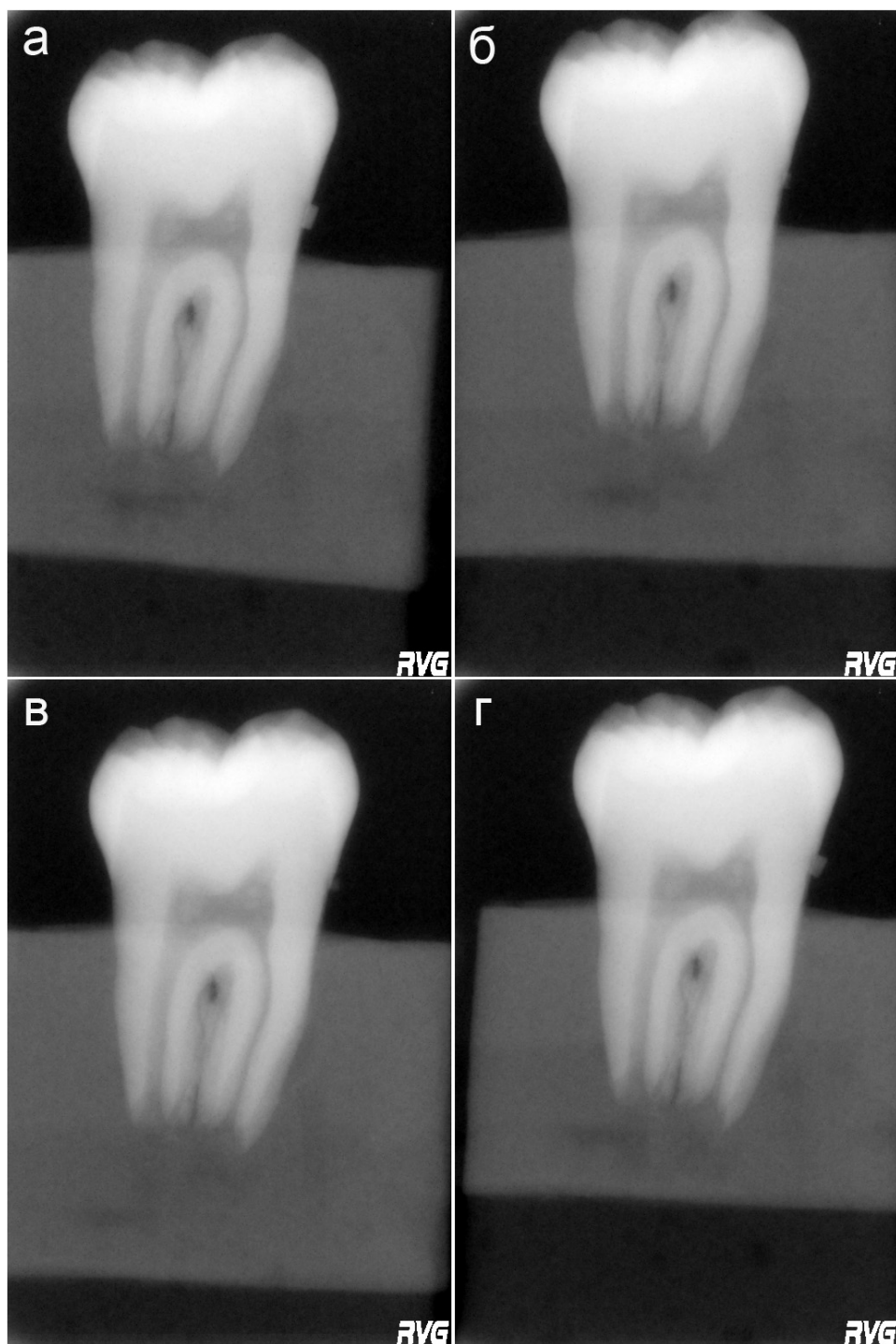
Назив	Рендгенконтрастност (mm Al)	Стандардна девијација
Harvard Zinc Phosphate	5,98	0,96
Ketac Cem Easy Mix	2,15	0,22
Rely X Automix	2,25	0,15
Speed Cem	4,15	0,45



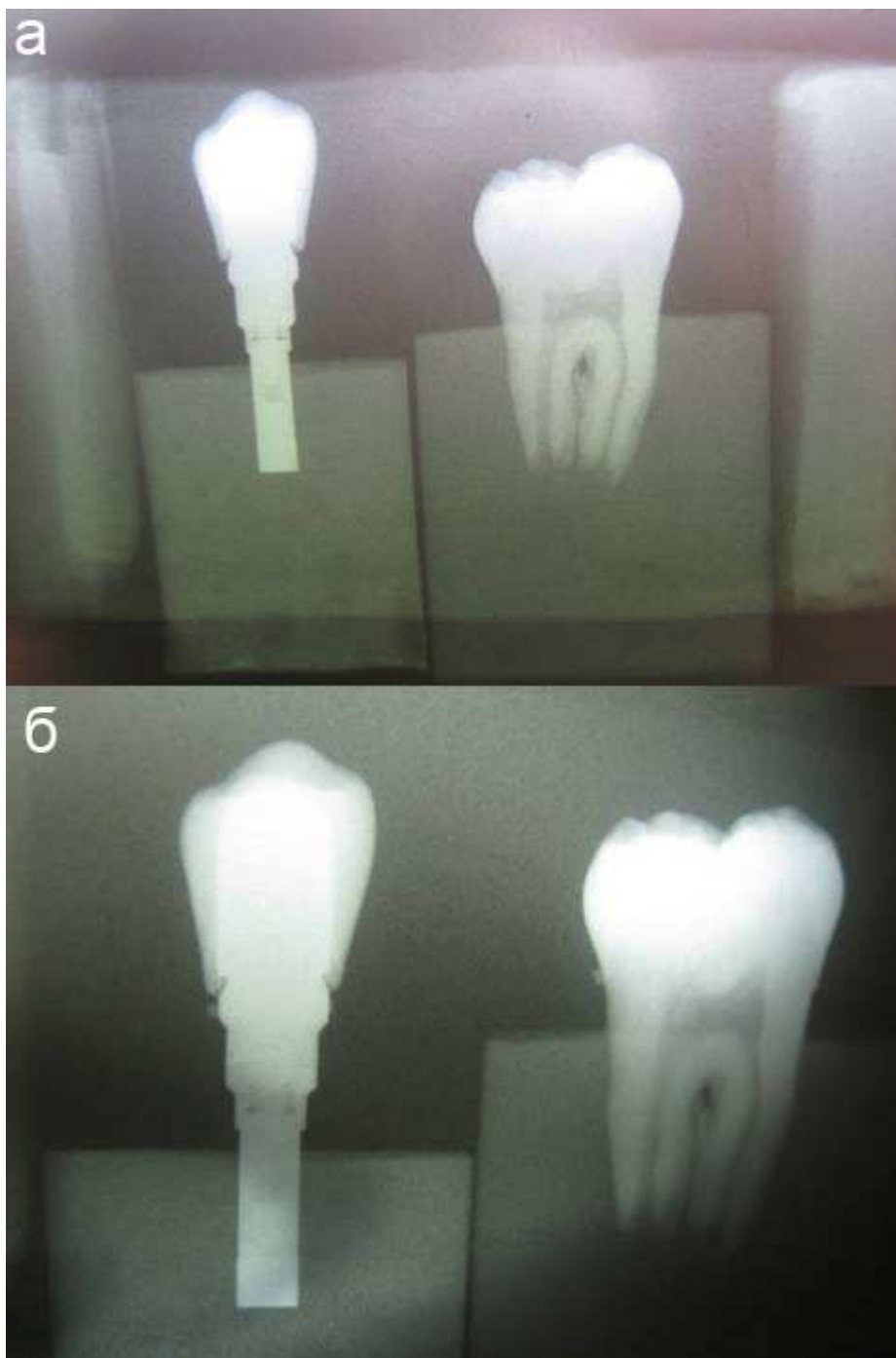
Слика 23. Дигитални радиограми алуминијумског артефицијалног вишка цемента оклузогингивалног промера 0,5 mm и мезиодисталног промера 0,1 mm. Букоорални промер вишка цемента - горе са лева на десно: 0,5 mm, 1 mm и 1,5 mm; доле са лева на десно: 2 mm, 2,5 mm и 3 mm.



Слика 24. Дигитални радиограм вишка Ketac Cem Easymix-а на апроксималној страни имплантата сачуваног у формату а) ниске резолуције, б) високе резолуције.



Слика 25. Дигитални радиографи вишкова цемента оклузогингивалног промера 1 mm, мезиодисталног промера 0,5 mm и букооралног промера 0,5 испитиваних цемената. а) Harvard Zinc Phosphate, б) Ketac Cem Easymix, в) Rely X Automix, г) Speed Cem.



Слика 26. Конвенционални радиографи вишкова цемента. а) Алуминијумски артефицијални вишкови цемената оклузогингивалног промера 0,5 mm, мезиодисталног промера 0,5 mm и букооралног промера 0,5 mm и б) оклузогингивалног промера 0,5 mm, букооралног промера 2 ,5 mm и мезиодисталног промера 0,3 mm постављени са леве стране и 0,1 mm постављени са десне стране абатмента и зуба.

Табела 7. Материјали и технике коришћени у студији; Н - број испитаних узорака, МД - мезиодистални, ОГ - оклузогингивални.

		Н
Врста надокнаде	Зуб	320
	Имплант	320
Техника радиографисања	Конвенционална радиографија	200
	Дигитална радиографија (велика резолуција)	220
	Дигитална радиографија (мала резолуција)	220
Материјал	Harvard Zinc Phosphate	60
	Ketac Cem Easymix	60
	Rely X Automix	180
	Speed Cem	180
	Алуминијум	160
ОГ дијаметар вишка цементa	0,5 mm	320
	1 mm	320
МД дијаметар вишка цементa	0,1 mm	160
	0,3 mm	180
	0,5 mm	300

Табела 8. Потребне дебљине букооралног промера како би се вишак материјала визуелизовао на апроксималној страни зуба уз употребу конвенционалне радиографије; Н - број испитаних узорака, МД - мезиодистални, ОГ - оклузогингивални.

Врста надокнаде	Техника радиографисања	Материјал	ОГ дијаметар вишка цемента	МД дијаметар вишка цемента	Средња вредност (mm)	Стандардна девијација	Н				
Зуб	Конвенционална радиографија	Harvard Zinc Phosphate	0,5 mm	0,5 mm	0,5	0	5				
			1 mm	0,5 mm	0,5	0	5				
		Ketac Cem	0,5 mm	0,5 mm	0,7	0,2739	5				
			Easymix	1 mm	0,5 mm	0,6	0,2236	5			
		Rely X Automix	0,5 mm	0,1 mm	2,4	0,2236	5				
				0,3 mm	1,1	0,2236	5				
					0,5 mm	1,2	0,2739	5			
					1 mm	0,1 mm	2,3	0,2739	5		
					0,3 mm	1,1	0,2236	5			
						0,5 mm	1,2	0,2739	5		
						Speed Cem	0,5 mm	0,1 mm	0,9	0,2236	5
						0,3 mm		0,5	0,0000	5	
						0,5 mm	0,6	0,2236	5		
						1 mm	0,1 mm	0,9	0,2236	5	
						0,3 mm	0,6	0,2236	5		
						0,5 mm	0,5	0	5		
						Алуминијум	0,5 mm	0,1 mm	2,3	0,2738	5
								0,3 mm	0,7	0,2236	5
		0,5 mm	0,7	0,2236	5						
					1 mm	0,1 mm	2,3	0,2738	5		
						0,3 mm	0,7	0,2236	5		
						0,5 mm	0,7	0,2236	5		

Табела 9. Потребне дебљине букооралног промера како би се вишак материјала визуелизовао на апроксималној страни зуба уз употребу дигиталног радиограма сачуваног у формату високе резолуције; Н - број испитаних узорака, МД - мезиодистални, ОГ - оклузогингивални.

Врста надокнаде	Техника радиографисања	Материјал	ОГ дијаметар вишка цемента	МД дијаметар вишка цемента	Средња вредност	Стандардна девијација	Н
Зуб	Дигитална радиографија (висока резолуција)	Harvard Zinc Phosphate	0,5 mm	0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,5 mm	0,5	0	5
		Ketac Cem Easymix	0,5 mm	0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,5 mm	0,5	0	5
		Rely X Automix	0,5 mm	0,1 mm	0,9	0,2236	5
				0,3 mm	0,6	0,2236	5
				0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,1 mm	0,9	0,2236	5
				0,3 mm	0,6	0,2236	5
				0,5 mm	0,5	0	5
		Speed Cem	0,5 mm	0,1 mm	0,9	0,2236	5
				0,3 mm	0,5	0	5
				0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,1 mm	0,8	0,2739	5
				0,3 mm	0,5	0	5
				0,5 mm	0,5	.0000	5
		Алуминијум	0,5 mm	0,1 mm	1,6	0,2236	5
				0,3 mm	0,8	0,2739	5
				0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,1 mm	1,7	0,2739	5
				0,3 mm	0,8	0,2739	5
				0,5 mm	0,5	0	5

Табела 10. Потребне дебљине букооралног промера како би се вишак материјала визуелизовао на апроксималној страни зуба уз употребу дигиталног радиограма сачуваног у формату ниске резолуције; Н - број испитаних узорака, МД - мезиодистални, ОГ - оклузогингивални.

Врста надокнаде	Техника радиографисања	Материјал	ОГ дијаметар вишка цемента	МД дијаметар вишка цемента	Средња вредност	Стандардна девијација	Н
Зуб	Дигитална радиографија (ниска резолуција)	Harvard Zinc Phosphate	0,5 mm	0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,5 mm	0,5	0	5
		Ketac Cem Easymix	0,5 mm	0,5 mm	0,7	0,2739	5
			1 mm	0,5 mm	0,8	0,2739	5
		Rely X Automix	0,5 mm	0,1 mm	1,1	0,2236	5
				0,3 mm	0,8	0,2739	5
				0,5 mm	0,7	0,2739	5
			1 mm	0,1 mm	0,800	0,2739	5
				0,3 mm	0,7	0,2739	5
				0,5 mm	0,7	0,2739	5
		Speed Cem	0,5 mm	0,1 mm	0,9	0,2236	5
				0,3 mm	0,5	0	5
				0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,1 mm	0,9	0,2236	5
				0,3 mm	0,6	0,2236	5
				0,5 mm	0,5	0	5
		Алуминијум	0,5 mm	0,1 mm	2,2	0,2739	5
				0,3 mm	1,2	0,2739	5
				0,5 mm	1,2	0,2739	5
			1 mm	0,1 mm	2,2	0,2739	5
				0,3 mm	0,7	0,2739	5
				0,5 mm	1,4	0,2236	5

Табела 11. Потребне дебљине букооралног промера како би се вишак материјала визуелизовао на апроксималној страни абатмента уз употребу конвенционалне радиографије; Н - број испитаних узорака, МД - мезиодистални, ОГ - оклузогингивални.

Врста надокнаде	Техника радиографисања	Материјал	ОГ дијаметар вишка цемента	МД дијаметар вишка цемента	Средња вредност	Стандардна девијација	Н
Зуб	Дигитална радиографија (ниска резолуција)	Harvard Zinc Phosphate	0,5 mm	0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,5 mm	0,5	0	5
		Ketac Cem Easymix	0,5 mm	0,5 mm	0,7	0,2739	5
			1 mm	0,5 mm	0,8	0,2739	5
		Rely X Automix	0,5 mm	0,1 mm	1,1	0,2236	5
				0,3 mm	0,8	0,2739	5
				0,5 mm	0,7	0,2739	5
			1 mm	0,1 mm	0,800	0,2739	5
				0,3 mm	0,7	0,2739	5
				0,5 mm	0,7	0,2739	5
		Speed Cem	0,5 mm	0,1 mm	0,9	0,2236	5
				0,3 mm	0,5	0	5
				0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,1 mm	0,9	0,2236	5
				0,3 mm	0,6	0,2236	5
				0,5 mm	0,5	0	5
		Алуминијум	0,5 mm	0,1 mm	2,2	0,2739	5
				0,3 mm	1,2	0,2739	5
				0,5 mm	1,2	0,2739	5
			1 mm	0,1 mm	2,2	0,2739	5
				0,3 mm	0,7	0,2739	5
				0,5 mm	1,4	0,2236	5

Табела 12. Потребне дебљине букооралног промера како би се вишак материјала визуелизовао на апроксималној страни абатмента уз употребу дигиталног радиограма сачуваног у формату високе резолуције; Н - број испитаних узорака, МД - мезиодистални, ОГ - оклузогингивални.

Врста надокнаде	Техника радиографисања	Материјал	ОГ дијаметар вишка цемента	МД дијаметар вишка цемента	Средња вредност	Стандардна девијација	Н
Имплант	Дигитална радиографија (висока резолуција)	Harvard Zinc Phosphate	0,5 mm	0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,5 mm	0,5	0	5
		Ketac Cem Easymix	0,5 mm	0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,5 mm	0,5	0	5
		Rely X Automix	0,5 mm	0,1 mm	0,8	0,2739	5
				0,3 mm	0,5	0	5
				0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,1 mm	0,6	0,2236	5
				0,3 mm	0,5	0	5
				0,5 mm	0,5	0	5
		Speed Cem	0,5 mm	0,1 mm	0,5	0	5
				0,3 mm	0,5	0	5
				0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,1 mm	0,5	0	5
				0,3 mm	0,5	0	5
				0,5 mm	0,5	0	5
		Алуминијум	0,5 mm	0,1 mm	1,7	0,2739	5
				0,3 mm	0,6	0,2236	5
				0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,1 mm	1,7	0,2739	5
				0,3 mm	0,6	0,2236	5
				0,5 mm	0,5	0	5

Табела 13. Потребне дебљине букооралног промера како би се вишак материјала визуелизовао на апроксималној страни абатмента уз употребу дигиталног радиограма сачуваног у формату ниске резолуције; Н - број испитаних узорака, МД - мезиодистални, ОГ - оклузогингивални.

Врста надокнаде	Техника радиографисања	Материјал	ОГ дијаметар вишка цемента	МД дијаметар вишка цемента	Средња вредност	Стандардна девијација	Н
Имплант	Дигитална радиографија (ниска резолуција)	Harvard Zinc Phosphate	0,5 mm	0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,5 mm	0,5	0	5
		Ketac Cem Easymix	0,5 mm	0,5 mm	0,7	0,2739	5
			1 mm	0,5 mm	0,7	0,2739	5
		Rely X Automix	0,5 mm	0,1 mm	0,8	0,2739	5
				0,3 mm	0,6	0,2236	5
				0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,1 mm	0,8	0,2739	5
				0,3 mm	0,5	0	5
				0,5 mm	0,5	0	5
		Speed Cem	0,5 mm	0,1 mm	0,5	0	5
				0,3 mm	0,5	0	5
				0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,1 mm	0,5	0	5
				0,3 mm	0,5	0	5
				0,5 mm	0,5	0	5
		Алуминијум	0,5 mm	0,1 mm	1,4	0,2236	5
				0,3 mm	0,6	0,2236	5
				0,5 mm	0,5	0	5
			1 mm	0,1 mm	1,3	0,2736	5
				0,3 mm	0,6	0,2236	5
				0,5 mm	0,5	0	5

Дискусија

Рендгенконтрастност цементних материјала на дигиталној радиографији

Резултати спроведених истраживања указују да је између испитиваних цементних материјала постојала значајна разлика у рендгенконтрастности када се дигитална радиографија користи као методолошка процедура. Од свих испитиваних материјала само су Variolink Veneer Medium Value 0 и High Value +1 били радиолуцентни. Може се очекивати да ће се такав цемент тешко разликовати од каријеса на радиограму. Остали материјали су показали различите вредности рендгенконтрастности при чему је Hoffmann-ов поликарбоксилатни цемент био најконтрастнији.

Метод који је коришћен за испитивање рендгенконтрастности цемената за цементирање стоматолошких надокнада је сличан онима који су се користили у већини других студија о рендгенконтрастности денталних цемената. Разлика је у томе што је у највећем броју студија денситометар (Rubo и сар., 1998, Vaksi и сар., 2007, Tsuge, 2009) или ПСП дигитални сензор (Fonseca и сар., 2006, Nomoto и сар., 2008, Wadwahani и сар., 2010) коришћен за испитивање, док је ЦЦД сензор коришћен у само две студије до сада (Gu и сар., 2006, Rasimick и сар., 2007а). Такође, у ранијим студијама је приликом употребе ЦЦД сензора рендгенконтрастност израчунавана тако што је прављена корелација абсорбанци са еквивалентном дебљином алуминијума, док је у спроведеној студији вредност тона сиво - беле скале (0 - 255) конвертована директно у еквивалентну дебљину алуминијума. Исто тако, радије је коришћен Adobe Photoshop CS4 него Trophy for Windows Software, пакет који је предвиђен за употребу уз дигитални сензор који је коришћен у студији, јер су резултати пилот студије показали да су на тај начин резултати били прецизнији, нарочито за материјале ниске рендгенконтрастности.

Абсорпција x - зрака од стране материјала зависи од 4 фактора: таласне дужине x - зрака, дебљине материјала, густине материјала и атомског броја састојака (Rakočević, 1998). Уколико се узме у обзир да су приликом радиографисања волтажа и струја рендгенског апарата, време експозиције и

раздаљина рендгенске цеви од узорка били стандардизовани, рендгенконтрастност материјала је зависила од његове густине и атомског броја састојака. Још прецизније, атомски број састојака је највероватније најзначајније допринео установљеним разликама обзиром да густина утиче на рендгенконтрастност директно пропорционално, док атомски број састојака утиче са четвртим степеном.

Приликом испитивања рендгенконтрастности стоматолошких материјала узорци се постављају на дентални филм или дигитални сензор и радиографишу уз помоћ извора зрачења. При томе се не узима у обзир да је у клиничким ситуацијама неопходно да зрачни сноп прође и кроз мека ткива која могу да апсорбују извесан степен зрачења, при чему може доћи до тога да цементни ниски вредности рендгенконтрастности буду видљиви на радиограму (Wadhvani и сар., 2010).

У спроведеним истраживањима, рендгенконтрастност дентина и глеђи је била 1,23 и 1,91 mm алуминијума, ретроспективно, док су у претходним студијама резултати били 0,82 (Rubo и сар., 1998), 1,13 (Turgut и сар., 2003) и 1,25 (Attar и сар., 2003) mm алуминијума за дентин и 1,46 (Rubo и сар., 1998), 2,02 (Turgut и сар., 2003) и 1,96 (Attar и сар., 2003) mm алуминијума за глеђ. Фактори који су највише допринели постојећим разликама у резултатима су: чистоћа алуминијума (Watts и сар., 1999), услови чувања и старост зуба (Williams и сар., 1997), употребљена метода испитивања (Baksi и сар., 2007) и дебљина узорака (Fonseca и сар., 2006, Tsuge, 2009). Глеђ садржи 92 % - 96 % неорганских материја, 1 % - 2 % органских материја и 3 - 4 % воде. Већи део неорганског састава чини калцијум хидрокси - апатит, али се могу детектовати и други елементи као што су фосфор, бакар, калијум, хлор, цинк, гвожђе, титанијум, стронцијум, ванадијум, манган и цирконијум. Са друге стране, дентин има мање неорганског садржаја и може се сматрати хидратисаном биолошком мешавином која садржи 70 % неорганских материја, 18 % органског матрикса и 12 % воде. Ова разлика у саставу глеђи и дентина заједно са специфичном организацијом глеђних призми и постојањем дентинских тубула у дентину представља главни фактор који доприноси већој рендгенконтрастности глеђи у односу на дентин.

Цинк фосфатни и цинк поликарбоксилатни цементи су показали највећу рендгенконтрастност захваљујући високом проценту цинка ($Z=30$) који је у облику цинк оксида присутан у испитиваним цементима на бази цинк оксида са 80 - 90 % цементног праха. Врста течне компоненте, фосфорна или полиакрилна киселина, нису утицале на рендгенконтрастност испитиваних цемената. Рендгенконтрастност ових цемената је износила од 5,21 до 5,96 mm алуминијума. То је у сагласности са резултатима претходних студија које су се бавиле испитивањем рендгенконтрастности цинк фосфатних цемената (Fonseca и сар., 2006, Tsuge, 2009).

Сви глас јономерни цементи садрже алумино силикатно стакло. Због тога они показују оптичку транс lucенцију. Нажалост, без додатка других елемената глас јономерни цементи су радиолуцентни. Због тога произвођачи у глас јономерне цементе додају различите врсте баријумовог ($Z=56$) или стронцијумовог ($Z=38$) стакла у прашкасту компоненту цемента (Tsuge, 2009). Глас јономерни и смолом модификовани глас јономерни цементи су испољили нижи степен рендгенконтрастности у односу на цинк фосфатне и цинк поликарбоксилатне цементе што се може објаснити нижим атомским бројем флуора ($Z=9$), алуминијума ($Z=13$) и силицијума ($Z=14$) који чине флуороалуминосиликатно стакло. Рендгенконтрастност ових цемената је варијала од 1,96 до 2,33 mm алуминијума, што потврђују резултати које су добили Agar и сар. (1997), али је у супротности са резултатима које је објавио Tsuge (2009). Разлике у резултатима који се наводе у различитим студијама могу се приписати употреби узорка дебљине 2 mm у односу на узорке дебљине 1 mm који су коришћени у спроведеним истраживањима. Такође, уколико се добијени резултати за рендгенконтрастност глас јономерних цемената упореде са рендгенконтрастношћу денталних ткива може се доћи до закључка да је Ketac Cem Radiopaque показао различите резултате у неколико одвојених студија. У спроведеним истраживањима у којима је коришћен ЦЦД сензор његова рендгенконтрастност је била слична глеђи док је у претходним студијама била већа од рендгенконтрастности глеђи (Tsuge, 2009) или слична његовој рендгенконтрастности (Baksi и сар., 2007) уколико је коришћена конвенционална радиографија са употребом дензитометра, а у неким истраживањима није била

статистички значајно различита од рендгенконтрастности дентина када је коришћена дигитализација денталних филмова (Baksi и сар., 2007). Због тога се може закључити да избор детектора може утицати на рендгенконтрастност цемента.

Композитни цементи су показали различите вредности рендгенконтрастности. Највећу рендгенконтрастност показали су Variolink II, Multilink Automix и Speed Cem (5,12, 4,43 и 4,15 mm алуминијума, ретроспективно). Ови материјали садрже силицијум, баријумово стакло и итербијум трифлуорид при чему су највероватније високи атомски бројеви баријума ($Z=56$) и итербијума ($Z=70$) допринели њиховој рендгенконтрастности. Резултати претходних истраживања су показали да је рендгенконтрастност Variolink-a II била 3,74 mm алуминијума уколико се користила конвенционална радиографија, док су вредности рендгенконтрастности уз употребу ПСП дигиталног сензора биле 4,18 mm алуминијума за узорак дебљине 1 mm (Nomoto и сар., 2008) и 9,9 mm за узорак дебљине 2 mm (Tsuge, 2009). У литератури не постоје подаци о вредностима рендгенконтрастности за Multilink Automix и Speed Cem. Произвођач наводи да су вредности рендгенконтрастности Variolink-a II, Multilink Automix-a и Speed Cem-a 4,5 mm, 3,5 mm и >3 mm алуминијума, ретроспективно. Ове вредности, предпостављајући да су добијене уз употребу дензитометријске методе која је једино била описана постојећим ISO 4049 стандардом у време њиховог појављивања на тржишту, су значајно ниже од вредности које су добијене у спроведеним истраживањима. Rasimick и сар. (2007b) су документовали да је рендгенконтрастност материјала који садрже баријум различита на конвенционалној и дигиталној радиографији захваљујући његовој способности да селективно филтрира фотоне високих енергија. Баријумово стакло које је присутно у неорганском пуниоцу испитиваних материјала вероватно је проузроковало веће вредности рендгенконтрастности на дигиталној радиографији. Rely X Unicem Automix садржи силицијум и цирконијум у саставу неорганског пуниоца. Нижи атомски бројеви силицијума и цирконијума ($Z=40$) повезани су са мањом рендгенконтрастношћу Rely X Unicem Automix-a у поређењу са оним цементима који садрже у свом саставу баријум и итербијум. Variolink Veneer се користи за цементирање порцеланских фасета у

антериорном региону и због тога се прави у различитим нијансама тонова који су неопходни како би се постигла униформност у боји зуба, цемента и рестаурације. Тешки елементи као што су баријум или сребро могу да апсорбују око 10 пута више x - зрака по јединици масе од лакших елемената као што су кисеоник или угљеник (Rasimick и сар., 2007а). Нажалост, додавање састојака са високим атомским бројевима штетно утиче на боју цемента мењајући је из транспарентне у металну. Рендгенконтрастност испитиваних тонова Variolink Veneer-a (Medium Value 0, High Value +1 и Low Value -1) расла је пропорционално порасту процента садржаја итербијум трифлуорида (0%, 5% и 10%, ретроспективно).

Композитни цементи се састоје од неорганског пуниоца који је распоређен у матриксу од смоле. Док је смола која се састоји од бис фенол глицидил метакрилата (Bis - GMA) или уретан диметакрилата радиотранспарентна, задовољавајућа рендгенконтрастност композитних цемената се постиже уз помоћ компоненти које су садржане у неорганском пуниоцу. Па ипак, нису све врсте пуниоца рендгенконтрастне. Док пуниоци на бази баријума, стронцијума и цирконијума показују високе степене рендгенконтрастности, пуниоци на бази силицијума и кварца испољавају радиолуцентност. У зависности од врсте присутног пуниоца рендгенконтрастност композитних цемената може знатно варирати (Rubo и сар., 1998). Уколико се за израду рестаурације користе различити материјали неки аутори препоручују да се они бирају тако да поседују сличне вредности рендгенконтрастности (Akerboom и сар., 1993).

Повећање рендгенконтрастности композитних материјала није претерано компликовано јер садрже у себи велике количине неорганског пуниоца. Контрастна средства могу се додати у пунилац као оксид, флуорид или неко друго једињење. Кандидати од контрастних средстава за постизање задовољавајуће рендгенконтрастности композитних цемената су: цирконијум, баријумово стакло, баријум сулфат, итербијум флуорид итд. Итербијум има највећи атомски број од свих коришћених контрастних средстава (70) и заједно са великом молекуларном масом (173) најлакше може да допринесе одговарајућој рендгенконтрастности материјала (Tsuge, 2009).

Резултати рендгенконтрастности који су добијени у спроведеним истраживањима добијени су у *in vitro* условима на собној температури и у

одсуству влажне средине. Ипак, неки од испитиваних материјала као што су глас јономерни и смолом модификовани глас цементи могу да упију до 10 % воде у року од 14 дана на температури усне дупље. Како се приликом упијања воде смањује густина цемента његова рендгенконтрастност по јединици дебљине ће бити мања (Rasimick и сар., 2007а).

Концепт рендгенконтрастности материјала њеним изражавањем у еквивалентној дебљини алуминијума се заснива на претпоставци да су материјали који се испитују макроскопски хомогени. На микроскопском нивоу, материјали као што су глас јономерни или композитни цементи, садрже у себи састојке који показују различите вредности рендгенконтрастности. Већина композитних кочића се састоји од композита и различите врсте влакана који макроскопски нису хомогени при чему је рендгенконтрастност композита различита од рендгенконтрастности влакана. Ипак, узимајући у обзир резолуцију дигиталног система који је коришћен у спроведеним истраживањима, сви материјали су били радиографски хомогени.

Иако разлика у рендгенконтрастности на филму и дигиталном сензору захтева дубље познавање физичких карактеристика јонизујућег зрачења може се дати поједностављено објашњење које осликава узроке постојећих дискрепанци. Филм и дигитални сензор су грађени од различитих материјала и због тога су осетљиви на различите енергије фотона из спектра зрачног снопа. Сребро из сребро - халогенида денталног филма је нарочито осетљиво на енергије од 26 keV, док је јод из дигиталног ЦЦД сензора нарочито осетљив на енергије од 37 keV. Због тога ће они елементи који селективно филтрирају високоенергетске x - зраке (у поређењу са алуминијумском легуром 1100) бити рендгенконтрастнији на филму, а они елементи који селективно филтрирају фотоне чије су енергије мање од 35 keV (у поређењу са алуминијумском легуром 1100) бити рендгенконтрастнији на дигиталном сензору. Подаци о разликама рендгенконтрастности на дигиталном сензору и филму добијени у спроведеним истраживањима су у сагласности са резултатима претходних студија које су се бавиле испитивањем рендгенконтрастности ендодонтских материјала употребом различитих радиографских система (Rasimick и сар., 2007b).

Рендгенконтрастност денталних рестауративних материјала треба да обезбеди дијагностиковање маргиналног каријеса, вишкова цемената, контура рестаурације, маргиналних дискрепанци између зуба и надокнаде, контраста са суседним зубима и укупну контролу квалитета протетског третмана (Espelid и сар., 1991, Shah и сар., 1997, Нага и сар., 2001, Fonseca и сар., 2006). Материјали за цементирање стоматолошких надокнада би требали да буду довољно рендгенконтрастни како би се верификовало њихово постојање, како би се могли разликовати од секундарног каријеса, за визуелизацију граница денталних кочића ниских рендгенконтрастности и за детектовање вишка материјала и пукотина у материјалу (O'Rourke и сар., 1995, Rubo и сар., 1998). Материјал који поседује мању рендгенконтрастност од дентина не би требао да се користи за цементирање стоматолошких надокнада јер може доћи до његовог интерпретирања у виду декалцификованог дентина. Неки аутори препоручују да се у клиничкој пракси користе материјали средњих вредности рендгенконтрастности пре него они који имају изразито високе вредности рендгенконтрастности јер такви материјали могу замаскирати постојање секундарног каријеса или маргиналних дискрепанци. По мишљењу многих истраживача дијагностичке процедуре су олакшане уколико је материјал нешто мало контрастнији од глеђи (Rubo и сар., 1998). Уколико се ово узме као референца за вредновање добијених резултата, од испитиваних цемената би само пет задовољило такву препоруку (конвенционални и смолом модификовани глас јономерни цементи и композитни Rely X Automix).

Постојећи дентални цементи се састоје од разноврсних елемената и састојака. Метални елементи поседују високу рендгенконтрастност и лако се могу открити на радиограму. Полимери, са друге стране, су изразито радиоранспарентни и тешко их је открити на радиограму. Због тога се у њих додају елементи са високим атомским бројевима како би им се повећала рендгенконтрастност (Tsuge, 2009).

Како би цементи за цементирање фиксних стоматолошких надокнада били видљиви на радиограму неизбежно је да у свом саставу садрже елементе високих атомских бројева. Присуство или одсуство ових састојака највећим делом утиче на рендгенконтрастност испитиваних материјала. Додавање елемената као што су итербијум или баријум, чак и у малим количинама, води до претпоставке да ће

материјал бити рендгенконтрастан. Цементи који се користе за цементирање порцеланских фасета у антериорном региону могу да буду недовољно рендгенконтрастни што може узроковати одређене проблеме везане за дијагностиковање секундарног каријеса. Код пацијената са високом инциденцом појаве каријеса, цементи са вишим вредностима рендгенконтрастности се морају користити. Подједнако је важно да цементи поседују задовољавајућу рендгенконтрастност како би се олакшало уклањање вишкова цемента који могу да отежају одржавање оралне хигијене у интерпроксималним регионима, а у озбиљнијим ситуацијама да доведу до оштећења гингиве и губитка кости. Клиничка истраживања су потврдила да вишак цемента доприноси у чак 80 % случајева настанку периимплантитиса код цементом ретинираних фиксних надокнада на имплантатима (Wilson, 2009). У спроведеним истраживањима је показано да су материјали који садрже баријум рендгенконтрастнији на дигиталном сензору него што је то претходно документовано за случајеве употребе конвенционалне радиографије. Због тога, може се очекивати да је код материјала који садрже баријум лакше да се радиографски детектује присуство вишкова цемента код дубоких субгингивалних позиционирања рестаурација уз употребу дигиталне радиографије. Између испитиваних цемената је пронађена значајна разлика у рендгенконтрастности између различитих врста цемената, али исто тако и између цемената из исте категорије. На пример, рендгенконтрастност композитних цемената је знатно варијала, тако да је Rely X Unicem Automix показао значајно ниже вредности рендгенконтрастности од осталих композитних цемената. Због тога се може закључити да се на основу радиографске анализе не може извршити карактеризација врсте цемента. Када бира цемент одговарајуће рендгенконтрастности клиничар мора пре свега да обрати више пажње на његов хемијски састав него на врсту цемента. Како рендгенконтрастност денталних цемената може да зависи од избора методе радиографисања стоматолог мора бити пажљив приликом поређења радиограма добијених на конвенционалној и дигиталној радиографији. Изненадни губитак рендгенконтрастности због промене метода радиографисања може клиничара погрешно да наведе на закључак да се ради о ресорпцији, секундарном каријесу или губитку интегритета рестаурације.

Утицај врсте радиографског метода за детекцију материјала на радиограму зависно од врсте контрастног средства присутног у материјалу

Бројна истраживања су до сада спроведена са циљем да се упореде конвенционална и дигитална радиографија по питању дијагностичких могућности у дијагнози секундарног каријеса (Pontual и сар., 2010), фрактура корена зуба (Tofangchiha и сар., 2011) и дужине канала корена зуба (Radel и сар., 2006). Циљ спроведених истраживања је био да се утврди утицај контрастног врсте примењеног радиографског метода на детектовање материјала на радиограму. Резултати су показали да се код материјала који садрже баријум сулфат и јодоформ јављају највеће разлике употребом ове две технике радиографисања. Код додатка 30 % јодоформа цементи су били 50,2 % контрастнији на дигиталној радиографији, док је код додатка 30 % баријум сулфата постојала разлика од 46,6 % у корист дигиталне радиографије.

Са неколико изузетака код свих контрастних средстава постојале су веће вредности рендгенконтрастности на дигиталној радиографији него на денталном филму. Овакви резултати су у сагласности са резултатима претходних истраживања у којима је вршено поређење рендгенконтрастности ендодонтских материјала на конвенционалној радиографији и дигиталној уз употребу ЦЦД сензора (Grassl и сар., 2007), али је супротно резултатима који су добијени када се за поређење са рендгенконтрастношћу на денталном филму као избор дигиталне методе користио систем фосфорних плоча (Baksi и сар., 2008).

Итербијум трифлуорид у концентрацији од 20 % и бизмут оксид у свим концентрацијама су били једина контрастна средства код којих су проузроковала више вредности рендгенконтрастности на филму. Резултати који су добијени за додаток бизмут оксида, цинк оксида, баријум сулфата и цирконијум оксида у концентрацији од 20 % су у сагласности са резултатима које су добили Hungaro Duarte и сар. (2009) користећи методу дигитализације денталних филмова, док је додаток 20 % јодоформа довео до значајних разлика у односу на спроведено истраживање. Bortoluzzi и сар. (2009) су користили индиректну дигиталу технику

и добили сличне резултате као у спроведеном истраживању уз употребу конвенционалне радиографије, након 20 % додатка бизмут оксида, баријум сулфата и јодоформа, док је за 20 % додатка цирконијум оксида резултат био значајно већи. Дензитометријска анализа денталних филмова на којима су били представљени узорци са различитим процентуалним концентрацијама титанијум оксида, цирконијум оксида, баријум сулфата и бизмут оксида показала је резултате који су у сагласности са резултатима добијеним у спроведеном истраживању (Saliba и сар., 2009, Camilleri и сар., 2010). Материјали који садрже баријум као што су InnoEndo (Haraeus - Kulzer, Armonk, NY), Epiphany sealer, Pulpdent RCS (Pulpdent Corporation, Watertown, MA) and Nogenol (GC America Inc., Alsip, IL) испољили су рендгенконтрастност која је била за 44,1 %, 9,4 %, 17 % и 12,5 %, ретроспективно, већа на дигиталној радиографији уз употребу ПСП система него на конвенционалној радиографији. Супротно овоме, материјали који су садржали бизмут оксид као што су Ez - Fill (Essential Dental Systems, South Hackensack, NJ), Ez - Fill Express (Essential Dental Systems) и Resilon (Pentron Clinical Technologies) били су у просеку 3 % контрастнији на филму него на дигиталном сензору (Rasimick и сар., 2007b). Иако су ови резултати у сагласности са оним добијеним у спроведеним истраживањима, произвођачи не наводе тачан састав ових материјала са процентуалном заступљеношћу сваког контрастног средства, па је из тог разлога немогуће направити прецизну корелацију. Такође, у многим материјалима је присутно више од једног контрастног средства што додатно отежава анализу утицаја сваког од њих на разлике у рендгенконтрастности уз употребу различитих система радиографисања.

У научној литератури се описује неколико различитих метода за испитивање рендгенконтрастности денталних материјала. Дензитометрија се сматра стандардном методом у којој се оптичка густина материјала израчуната на денталном филму пореди са оном која се добије за алуминијумски степеничasti еталон (Watts и сар., 1999, Saliba и сар., 2009, Camilleri и сар., 2010). Индиректна дигитална метода се заснива на дигитализацији денталних филмова употребом скенера (Tanomaru - Filho и сар., 2007, Bortoluzzi и сар., 2009) или дигиталне камере (Hungaro Duarte и сар., 2009) и анализи дигитализованих слика уз помоћ неког програма као што је Adobe Photoshop. Директна дигитална метода

подразумева употребу дигиталних сензора на бази фосфорних плоча (Carvalho - Junior и сар., 2007, Baksi и сар., 2008) или ЦЦД сензора (Rasimick и сар., 2007а, Tasdemir и сар., 2008) где се на дигиталној слици уз помоћ софтверског пакета одређује степен тона сиво - беле скале. Степен тона сиво - беле скале на дигитализованој и дигиталној радиографији одговара оптичкој густини радиограма код конвенционалне радиографије и користи се да се прављењем корелације са степеном сиво - беле скале сваке од ламина алуминијумског еталона израчуна рендгенконтрастност материјала изражена у еквивалентној дебљини алуминијума.

Разлике у рендгенконтрастности експерименталних цемената на различитим системима радиографисања вероватно потичу од разлике у осетљивости коришћених детектора. Уколико детектор х - зрака и материјал имају сличан састав, материјал ће апсорбовати већи део зрачења на које је детектор осетљив. Због тога ће се материјал на том детектору презентовати као рендгенконтрастнији у односу на детектор чији је састав значајно различит од материјала. Како је јод најосетљивији на енергије фотона од 33 keV, а баријум на енергије од 37 keV, они су у стању да апсорбују највећи део спектра на које је ЦЦД сензор најосетљивији. Због тога су у спроведеним истраживањима код додатка јодоформа и баријум сулфата постојале значајно веће вредности рендгенконтрастности на дигиталном сензору него на филму.

Стандарди ISO прописују да се радиографисање узорака мора обавити са удаљености извора зрачног снопа од објекта радиографисања од 30 cm уз коришћење напона од 65 ± 5 kVp. Често се догађа да истраживачи не поштују стриктно протоколе, па постоје подаци о коришћењу напона од 50 kVp и мање удаљености (Tanomaru - Fihlo и сар., 2007). Показано је, са друге стране, да промене у времену експозиције и јачини струје јако мало утичу на затамњење на филму и немају значајан утицај на степен контраста (Beuer - Olsen и сар., 1981). Због тога ни у једном од постојећих протокола за испитивање рендгенконтрастности стоматолошких материјала не постоји одредница јачине струје или времена експозиције. Слично овоме, апсорпција зрачења од стране алуминијумског еталона показује релативно константне вредности уколико се не мењају време експозиције и удаљеност узорака од објекта радиографисања. Ипак,

иако време експозиције нема пресудан ефекат на добијену вредност рендгенконтрастности, оптимално време експозиције за одређену удаљеност узорака од објекта радиографисања се разликује између различитих детектора јер оптимално време експозиције може да смањи стандардну девијацију оптичке густине или степена сиво - беле скале. Стандардна девијација радиографских густина код недовољно експонираних дигиталних ЦЦД сензора може бити и два и по пута већа у односу на оне који су адекватно експонирани што укупно може да утиче на прецизност добијених резултата (Gu и сар., 2006). Приликом коришћења мање експозиције постоји позадинска “fog”, док превише експонирани детектори резултују маскирањем материјала ниских вредности рендгенконтрастности (Baksi и сар., 2008).

Редослед вредности резултата рендгенконтрастности од највеће према најмањој био је исти за обе методе. Резултати рендгенконтрастности били су већи на дигиталној него на конвенционалној радиографији што је у супротности са резултатима студије која је испитивала рендгенконтрастност материјала на конвенционалној и дигиталној радиографији (Baksi и сар., 2008), док је у сагласности са резултатима друге студије исте врсте (Rasimick и сар., 2007b). Код конвенционалне радиографије сребро - халогенид из емулзије денталног филма преузима све функције битне за добијање радиограма укључујући и приказ материјала на филму. Са друге стране, код дигиталне радиографије постоји читав ланац поступака који се обављају одвојено. Највећи број разлика између ова два система потиче управо из те чињенице. Густина зрнаца сребро халогенида зависи од интензитета зрачног снопа (van der Stelt и сар., 2000). Контраст на радиограму је резултат аналогног сигнала континуираног интензитета. Код дигиталног система, излазни сигнал се представља у виду апсолутних бројева сиво - беле скале (0 - 255) што се разликује од континуиране криве густине код конвенционалне радиографије.

На разлике у рендгенконтрастности материјала утиче такође хомогеност дигиталног сензора који се користи за испитивање. Нехомогеност сензора доводи до смањене способности да се детектују промене у апсорпцији зрачења у централним деловима сензора. Због тога је приликом испитивања потребно

направити већи број узорака, поставити их по целој површини сензора и израчунати средњу вредност рендгенконтрастности (Chen и сар., 1997).

Приликом интеракције зрачног снопа са материјом, х - зраци бивају апсорбовани од стране атома материје или скрећу са своје путање без губитка енергије. Колико ће енергије бити апсорбовано зависи од атомског броја апсорбера и његове електронске густине. Због тога хемијски састав материјала директно утиче на радиографску густину на радиограму. Осим хемијског састава, густина атома сваког материјала, његова физичка структура и дебљина такође утичу на добијене вредности рендгенконтрастности. Стандардизовањем дебљине узорака искључује се утицај овог фактора на добијене резултате. Због тога разлике потичу од хемијског састава, густине атома и грађе материјала или зубних ткива (Fonseca и сар., 2006).

Због тога што се резултати рендгенконтрастности израчунати конвенционалном и дигиталном методом разликују препоручује се да постојећи ISO стандарди буду модификовани тако да укључе и процедуру везану за дигиталну радиографију.

Резултати спроведених истраживања јасно указују да за материјале који садрже баријум сулфат или јодоформ рендгенконтрастност добијена на денталном филму није индикативна оној добијеној на ЦЦД сензору. Како састав материјала утиче на разлике у рендгенконтрастности потребно их је узети у обзир када се покушава установити повезаност између вредности рендгенконтрастности добијених на конвенционалној и дигиталној радиографији. Баријум који улази састав фосфорних плоча је осетљив на сличне енергије фотона као и јод код ЦЦД сензора и због тога се може очекивати да добијени резултати буду применљиви за већину интраоралних дигиталних сензора.

Рендгенконтрастност денталних кочића на дигиталној радиографији

Традиционалне рестаурације базиране на употреби кочића укључују употребу четири материјала: кочић, материјал за надокнаду круничног дела зуба до изгледа брушеног зуба, цемент за цементирање и материјал за израду крунице.

Сви ови материјали морају да поседују довољну рендгенконтрастност. Радиограми су корисни не само за проверу места рестаурације, већ и за мониторинг њене стабилности.

Стаклом и карбонским влакнима ојачани композитни кочићи сматрају се полимерним материјалима, па се њихове особине могу испитивати по протоколу ISO 4049 за рестауративне полимерне материјале. Са друге стране метални и цирконијумски кочићи не спадају у полимерне материјале и због тога за њих не постоји релевантни стандард који пропиисује минимум захтева који треба да испуне, како по питању рендгенконтрастности тако и по питању других физичких особина. Због тога је неопходно да међународне организације за стандардизацију пропишу стандард за денталне кочиће како би се резултати добијени у различитим истраживањима могли поредити. Минимум рендгенконтрастности денталних кочића који је неопходан за њихову јасну визуелизацију је према резултатима спроведених истраживања 1,2 mm алуминијума уз употребу дигиталне радиографије што је у сагласности са претходно добијеним резултатима за конвенционалну радиографију (Finger и сар., 2002).

Пошто експериментални услови у другим студијама које су се бавиле испитивањем рендгенконтрастности денталних кочића нису били исти као у спроведеним истраживањима, основа за поређење добијених резултата је под знаком питања. Неколико разлика у методологији је постојало између постојећих студија. Прво, у спроведеним истраживањима су коришћени алуминијумски блок дебљине 4 mm и восак дебљине 16 mm како би се имитирала мека ткива и кост кроз коју пролази зрачни сноп на путу до детектора зрачења. У претходним студијама није коришћен аналог кости, док је у само једној студији коришћен аналог меких ткива израђен од плексигласа чија је рендгенконтрастност била еквивалентна дебљини алуминијума од 0,2 mm (Finger и сар., 2002).

Приликом мерења рендгенконтрастности материјала на резултат може утицати и феномен који узрокује да се x - зраци малих енергија апсорбују од стране површинских слојева материјала, док до дубљих слојева допиру само x - зраци већих енергија. До овог феномена долаза у ситуацијама када дебљина узорка није премала. Теоретски, овај процес не утиче превише на измерену вредност рендгенконтрастности (Gu и сар., 2006). У клиничким ситуацијама,

материјал који прекрива цемент, кочић или материјал за надокнаду круничног дела рестаурације као што је то дентин, кост или круница доводи до овог феномена. Како би се овај проблем превазишао могуће је користити плочице које се постављају између извора зрачења и објекта радиографисања. Такође се као опција може користити извор х - зрачења веће инхерентне филтрације (Rasimick и сар., 2007b). У спроведеним истраживањима у те сврхе су коришћени алуминијумски блок као еквивалент кости и восак за моделовање као еквивалент меких ткива.

Недостатак спроведених истраживања је у томе што клинички прихватљива рендгенконтрастност денталних кочића није сагледана у максиларном зубном луку због тога што у литератури не постоје одговарајући подаци о рендгенконтрастности максиле. Чак шта више, у спроведеним истраживањима коришћена је средња вредност рендгенконтрастности мандибуле од 4 mm алуминијума док су резултати Richards - а (1953) показали да рендгенконтрастност мандибуле може значајно варирати у зависности од типа лица (уско, средње или широко), година и пола. Такође, у наведеном истраживању рендгенконтрастност мандибуле је мерена између коренова доњих премолара, док се може поставити питање да ли је рендгенконтрастност мандибуле иста у другим деловима кости. Друга разлика односи се на чињеницу да је изглед кочића на радиограму у спроведеним истраживањима процењен позиционирањем кочића у каналу без његовог цементирања. Слична методологија је спроведена у још две студије које су се бавиле рендгенконтрастношћу денталних кочића (Soares и сар., 2005, Ibrahim и сар., 2006), док је у једној студији рендгенконтрастност процењивана након њиховог цементирања (Finger и сар., 2002). Како би након цементирања кочића зрачни сноп морао да прође и кроз слој цементног филма на вестибуларној и лингвалној страни кочића његова рендгенконтрастност би утицала на укупну рендгенконтрастност кочића. Због различитих вредности рендгенконтрастности денталних цемената избор врсте денталног цемента би утицао на добијене резултате.

Постојећи ISO стандарди прописују да се испитивање рендгенконтрастности цементних материјала обавља уз употребу извора зрачења са напоном од 65 ± 5 kVp. Генерално је прихваћено да се приликом

радиографисања структура ниских рендгенконтрастности смањењем напона рендгенске цеви повећава могућност њихове детекције на радиограму. У литератури постоје подаци да се могућност откривања каријеса повећава смањењем напона рендгенске цеви јер то омогућава бољи контраст на радиограму. Ипак, радиографисањем узорака алуминијума дебљине 1 mm и 2 mm системом фосфорних плоча уз напон од 60 kVp није било могуће уочити их на радиограму, док је коришћењем напона од 70 kVp било могуће да се визуелизује узорак алуминијума дебљине 2 mm (Wadhvani и сар., 2010). Резултати спроведених истраживања поткрепљују контрадикторни резултат Wadhvani - ја и сар. (2010) јер је шири опсег алуминијумских дебљина био уочљив уколико се користио напон од 70 kVp, него напон од 60 kVp.

Приликом цементирања денталних кочића препоручује се да слој цементног филма не буде већи од 100 μ m јер цемент веће дебљине значајно умањује његова атхезивна својства. Уколико се при цементирању денталних кочића користи дентални цемент ниске вредности рендгенконтрастности тако мала дебљина цемента се неће моћи разликовати од околног дентина. На сличан начин, уколико се рендгенконтрастност денталног цемента не разликује од рендгенконтрастности денталног кочића њихова диференцијација и идентификација цемента неће бити могућа. Због тога се у литератури често препоручује да је неопходно да се радиолуцентан кочић користи у комбинацији са цементом веће рендгенконтрастности како би се олакшала његова визуелизација на радиограму (Ibrahim и сар., 2006). Будуће студије треба да истраже оптималну разлику у рендгенконтрастности између денталних кочића и цемента како би се омогућило њихово разликовање на радиограму.

Рендгенконтрастност вишкова цемената на имплантатима

Рендгенконтрастност је пожељна особина стоматолошких материјала који се користе у протетици јер им омогућава разликовање у односу на суседне структуре на радиограму (Fonseca и сар., 2006). Због тога су међународне организације стандардизацију ISO 4049 за полимерне материјале и ISO 9917 за цементне на воденој бази прописале да цементни материјали морају имати већу

рендгенконтрасност од исте дебљине алуминијума. Другим речима, рендгенконтрасност узорка дентина дебљине 1 mm је еквивалентна рендгенконтрасности једног mm алуминијума што значи да стоматолошки материјал мора бити рендгенконтрастан најмање 1 mm алуминијума како би се могао видети на радиограму поред суседног дентина или кости. По захтевима које прописују ISO стандарди сви цементни материјали који су испитани као рестауративна опција испуњавају неопходне услове. Ипак, резултати истраживања рендгенконтрасности цементних материјала су контрадикторни предложеним критеријумима за оптималну рендгенконтрасност денталних цемената уколико се користе код денталних имплантата. Резултати спроведених истраживања указују да се употребом дигиталне радиографије материјал мезиодисталног промера од 0,1 mm може визуелизовати уз абатмент уколико поседује рендгенконтрасност од најмање 1,7 mm. Коришћењем конвенционалне радиографије узорак алуминијума мезиодисталног промера 0,1 mm морао је да испољи рендгенконтрасност од најмање 2,2 mm.

На основу резулата спроведених истраживања може се закључити да на рендгенконтрасност вишкова денталних цемената утиче више фактора:

- а) Структура уз коју се налази вишак цемента.
- б) Мезиодистални промер вишка цемента.
- в) Избор методе радиографисања.

У литератури се наводи да рендгенконтрасност околних структура може да утиче на могућност визуелизације малих количина цемената на апроксималним површинама надокнада (O'Rourke и сар., 1995). На пример, уколико се вишак цемента Twinlook (Kilyer GmbH, Wehrheim, Germany) чија је рендгенконтрасност 2,97 mm алуминијума радиографише уз композитни инлеј Brilliant DI (Coltene AG, Alstatten, Switzerland) потребно је да буде буколингвалног промера од најмање 0,65 mm како би се визуелизовао на радиограму, док је у ситуацијама када је радиографисан уз керамички инлеј NCS (Microbond, Austenal Dental, Holland) могао бити уочен и у значајно мањим буколингвалним промерима. Soares и сар. (2007) су демонстрирали да је детектовање вишкова цемента код природне дентиције лакше уколико се вишак цемента налази уз рестауративни материјал

који карактерише нижа рендгенконтрастност. Такође су пронашли да је детектовање вишкова материјала лакше у цервикалном него оклузалном делу инлеја због тога што преостала зубна супстанца има мању површину због анатомске конфигурације зуба. Два фактора околних структура утичу на могућност дијагностиковања вишкова цемента уз околну структуру:

- а) Рендгенконтрастност околне структуре.
- б) Анатомска конфигурација околне структуре.

Околна структура утиче на могућност детекције вишка цемента ефектом блештања који може да замаскира материјал ниске рендгенконтрастности и мале дебљине који се налази уз њега. Ефекат блештања је већи уз материјале високе рендгенконтрастности, тј. већи је уз титанијумски абатмент него уз природни зуб. Ипак, у спроведеним истраживањима није се дошло до резултата који покрећу овакво становиште јер минимума рендгенконтрастности нису били статистички значајно различити уз абатмент и уз природни зуб ($P > 0,05$). Вероватно је ово последица другог фактора који се односи на анатомску конфигурацију околних структура уз вишак цемента који је потребно детектовати. Код абатмента контуре су правилног облика, па се може предвидети која количина цемента може бити замаскирана површином абатмента, док је на природном зубу могућност анатомских варијација већа. Из тог разлога је вероватно већи ефекат блештања код титанијумског абатмента био код природне дентиције надокнађен већом дебљином зубног ткива кроз који је сноп зрачења морао проћи пре проласка кроз узорак материјала.

Видљивост вишкова цемента на радиограму зависи такође од мезиодисталног промера вишка цемента. Уколико се дигитално радиографише вишак цемента дебљине 0,5 mm уз абатмент потребно је да буде рендгенконтрастан 0,5 mm алуминијума, док цемент дебљине 0,1 mm мора имати рендгенконтрастност еквивалентну дебљини алуминијума од 1,7 mm.

Метода радиографисања највише је утицала на минимум рендгенконтрастности коју је вишак цемента морао да испољи како би се визуелизовао на радиограму. На дигиталном радиограму високе резолуције се вишак цемента мезиодисталног промера 0,1 mm може визуелизовати уз абатмент

уколико поседује рендгенконтрастност од најмање 1,7 mm алуминијума, док је на конвенционалној радиографији рендгенконтрастност узорка исте дебљине морала да износи 2,2 mm алуминијума.

Приликом цементирања се вишак цемента распоређује цуркумференцијално око имплантата или абатмента формирајући танак слој цементног филма. Приликом радиографисања један део цемента који се налази на путу зрачног снопа бива замаскиран површном имплантата или абатмента. Што је слој цементног филма тањи то ће већи део вишка цемента бити замаскиран. Због тога је при анализи рендгенконтрастности вишка цемента на имплантатима потребно узети у обзир тангенцијалну дебљину вишка цемента, а то је она дебљина кроз коју зрачни сноп пролази без истовременог проласка кроз структуре имплантата. Тангенцијална дебљина се описује још као ефекат “љуске од јајета” што се у стоматологији често среће када се описује изглед ламине дуре на радиограму. Тангенцијална дебљина цемента је много мања од стварног дијаметра вишка цемента. На пример, уколико је вишак цемента букооралног промера 5 mm, а дебљине (мезиодисталног дијаметра) 0,2 mm адаптиран уз површину имплантата пречника 2 mm његова тангенцијална дебљина ће бити 2 mm. Уколико је цементни филм адаптиран уз површину имплантата или абатмента тангенцијална дебљина ће зависити од обима имплантата, тј. од његовог пречника (Wadhvani и сар., 2010).

Табела 14. Тангенцијална дебљина цемента за различите дијаметре имплантата и различите дебљине цемената (преузето из Wadhvani и сар., 2010).

Полупречник имплантата (mm)	Дебљина цементног филма (mm)	Тангенцијална дебљина (mm)
1,75	0,1	1,2
1,75	0,2	1,72
1,75	0,3	2,14
1,75	0,4	2,5
1,75	0,5	2,83
2	0,1	1,28
2	0,2	1,83
2	0,3	2,27
2	0,4	2,65
2	0,5	3
3	0,1	1,43
3	0,2	2,04
3	0,3	2,52
3	0,4	2,95
3	0,5	3,32

Закривљеност абатмента је мања од закривљености имплантата, па је из тих разлога тангенцијална дебљина вишка цемента на апроксималној дебљини већа и може се претпоставити да је лакше открити вишак цемента на абатменту него на самом имплантату. Радиографски изглед вишка цемента, који се види као танак циркумференцијални слој у облику „љуске од јајета“, може се увеличати тангенцијалним излагањем снопу рендгенских зрака померањем тубуса рендгенске цеви за одређени угао у односу на перпендикуларни правац према рестаурацији (Wadhvani и сар., 2012). Таква процедура је већ коришћена за установљавање дискрепанци између абатмента и рестаурације (Вегођа Ормаеchea и сар., 1999), па би се могла искористити и за дијагностиковање вишка цемента на апроксималним површинама абатмента.

Могућност детекције вишка цемента на конвенционалном радиограму зависи и од врсте употребљеног денталног филма. На пример, могуће је претпоставити да је са употребом D брзог филма који резултира радиограмима

боље резолуције вероватније да се уочи вишак цемента него што би то било могуће употребом E филма који се најчешће користи у пракси.

Дигитална радиографија пружа боље могућности за детекцију цементних остатака на имплантатима у поређењу са конвенционалном радиографијом због веће осетљивости дигиталних сензора у односу на дентални филм. Ово потиче од разлике у грађи дигиталног сензора и денталног филма. Дигитални сензор се састоји од силицијумских елемената који могу да детектују шири спектар електромагнетног зрачења у односу на сребро халогенид из фотоемулзије филма. Такође, за разлику од конвенционалних филмова дигитална радиографија пружа могућност манипулације сликом уз подешавање резолуције, светлости и контраста. Код дигиталних радиограма је могуће слику увећати више пута што омогућава детаљнију анализу структура. У спроведеним истраживањима радиограма вишкова цемената су чувани у два облика: у регуларном тиф формату и великом тиф формату. Регуларни тиф формат одговара изгледу радиограма на екрану након радиографисања. Уколико се клиничар ослони само на ову информацију у немогућности је да открије вишак цемента мале дебљине. Чување радиограма у великом тиф формату омогућава прецизнију анализу и лакше откривање заосталих вишкова цемената на имплантатима и цементу природног зуба. На пример, како би се визуелизовао вишак цемента на природном зубу дебљине 0,1 mm материјал мора имати рендгенконтрастност од најмање 2,2 mm алуминијума уколико се посматра у стандардном тиф формату. Уколико се радиограм сачува у великом тиф формату рендгенконтрастност од 1,7 mm алуминијума је довољна за визуелизацију остатака цемента. Ови резултати воде до закључка да је при анализи успешности рестаурације имплантно ношених надокнада потребно користити дигиталну радиографију и радиограме чувати у форматима највеће резолуције. Такође, резултати истраживања указују на то да минимална рендгенконтрастност за денталне цементе прописане од стране ISO стандарда није довољна чак ни код природних зуба уколико се ради о малим количинама цементних материјала у субгингивалном региону. Због тога је неопходно стандарде модификовати тако да задовоље захтеве клиничке праксе.

У тумачењу добијених резултата више фактора је потребно узети у обзир. Прво, ISO не наводи који је најмањи степен рендгенконтрастности потребан за

стоматолошке материјале у зависности од њихове клиничке примене. Захтеви су класификовани у односу на врсту материјала, па тако за све цементне материјале важе исти захтеви без обзира у којој се области стоматологије они користе. То за последицу има да материјал који испуњава захтеве за рендгенконтрастношћу по ISO стандардима не мора бити рендгенвидљив у клиничким условима. На пример, прописани захтев за рендгенконтрастност цементних материјала од 1 mm алуминијума није довољан за визуализацију вишка цемента мезиодисталног промера од 0,1 mm ни на природном зубу нити на абатменту без обзира на примењену методу радиографисања.

Друго, код традиционалних рестаурација рендгенконтрастност цементних материјала је од круцијалног значаја из два разлога: омогућавање разликовања материјала од секундарног каријеса и омогућавање визуелизације вишка цемента код дубоких субгингивалних позиција протетских рестаурација. У литератури се наводи да су умерене вредности рендгенконтрастности материјала (вредност која одговара рендгенконтрастности глеђи - 2 mm алуминијума) пожељније од изразито високе рендгенконтрастности, јер код материјала који имају високе вредности рендгенконтрастности може доћи до маскирања каријеса уз рестаурацију (Espelid и сар., 1981). Код имлантатно ношених протетских рестаурација не постоји могућност појаве каријеса на абатменту. Са друге стране, вишкови цемента представљају један од главних фактора повезаних са периимплантитисом што се на природном зубу не може појавити. Све то указује да је код имплантно ношених протеза упутно користити цементне материјале највише могуће рендгенконтрастности.

Треће, захтеви за рендгенконтрастност су постављени имајући у виду да се цементни материјали налазе уз цемент, дентин или глеђ, па је зато минимум рендгенконтрастности прописан тако да буде већа од рендгенконтрастности дентина како би се материјал могао разликовати уз денталне структуре на радиограму. Код имплантатно ношених круница и мостова остаци цемента се не налазе уз дентална ткива, већ уз титанијумски абатмент. Зато се може претпоставити да је за оптималну видљивост вишкова цемента уз абатмент неопходно да рендгенконтрастност цемента буде већа од његове рендгенконтрастности. Иако у спроведеним истраживањима није мерена

рендгенконтрастност абатмента, обзиром да је он изграђен од чистог титанијума, исто као и титанијумски кочић који се користи за ојачање корена девитализованог зуба, може се претпоставити да је рендгенконтрастност једног милиметра абатмента еквивалентна рендгенконтрастности титанијумског кочића исте дебљине. Резултати спроведених истраживања указују на то да је рендгенконтрастност титанијумског кочића дебљине 1 mm еквивалентна дебљини алуминијума од 4,59 mm. Добијени резултати подржавају претпоставку да се цемент чија је рендгенконтрастност већа од 5 mm алуминијума може видети уз абатмент. Ипак, и вишкови цемената умерених вредности рендгенконтрастности могли су се визуелизовати на апроксималној површини абатмента уз помоћ конвенционалне радиографије, док се дигиталним системима радиографисања могу открити и вишкови цемента ниских вредности рендгенконтрастности.

Естетске парадигме захтевају да се руб крунице у видљивој регији постави субгингивално. Већина клиничара субгингивално позиционирање од 1 до 2 mm сматра референтном тачком за постизање задовољавајућих резултата. Спроведеним истраживањима може се приговорити да се вишак цемената на имплантатима може открити уз помоћ радиографије једино на апроксималним странама зуба и да вестибуларна и лингвална страна имлантата нису доступне анализи. Ипак неколико околности везаних за употребу радиографије у откривању вишкова цемената на имплантно ношеним надокнадама се могу сугерисати. Дизајн већине носача супраструктура на имплантатима је раван тако да не прати цементно глеђну границу. Као последица тога дубина сулкуса је два пута већа у апроксималним регионима надокнада у односу на вестибуларну и лингвалну. Дубина сулкуса од 1,5 mm на вестибуларној и лингвалној страни надокнаде се због тога код имплантно ношених рестаурација повећава на 3 mm у апроксималним регионима (Agar и сар., 1997). Linkevicius и сар. (2011) су показали да је ефикасност уклањања вишкова цемента са имлантата мала уколико је руб крунице постављен дубље од 2 mm. То значи да је на вестибуларним и лингвалним површинама абатмента могуће ефикасно уклонити вишак цемента. Такође, субгингивална позиција крунице се препоручује само за вестубуларну страну, док се лингвална оставља најчешће супрагингивално. Како је дубина сулкуса фактор који пресудно утиче на успешност уклањања вишкова

цемената радиографија се као помоћно дијагностичко средство може искористити за контролу успешности поступка управо на најризицијим површинама.

Вишак цемента се може наћи на абатменту, али такође и на маргиналном делу крунице. Као што је већ назначено, на рендгенконтрастност материјала утиче рендгенконтрастност суседних структура. То може бити утицај околних анатомских структура и утицај околних материјала. Рендгенконтрастност ендодонтских пасти који се користе за пуњење канала корена може бити значајно измењена под утицајем рендгенконтрастности гутаперке. Доказано је да је рендгенконтрастност ендодонтских материјала за пуњење канала корена који се користе без гутаперке 2 mm алуминијума, док се значајно смањује уколико се налазе у комбинацији са гутаперком. На сличан начин се може очекивати да материјал који се налази уз демаркацију препарације може да утиче на рендгенконтрастност денталних цемената који се користе за цементирање надокнада. Руб крунице која се користи за израду супраструктуре не имплантату може бити у металу или керамици. Уколико се као супраструктура користи безметална круница руб крунице може бити у језгру или фасетној керамици. Студије су показале да се рендгенконтрастност различитих врста керамичких система знатно разликује, а исто тако постоји разлика у рендгенконтрастности језгра и фасетне керамике. Фасетна керамика цирконија керамичких система испољава рендгенконтрастност од 1,5 mm алуминијума, док материјал за израду језгра поседује рендгенконтрастност од 9 mm алуминијума за узорке од 2 mm (Martinez - Rus и сар., 2011). Уколико је руб крунице израђен од језгра може се очекивати да може доћи до маскирања вишкова цемената мале дебљине. Ово се нарочито може очекивати код итријумом или цериа стабилизованих цирконија керамичких система за које је познато да су изузетно рендгенконтрастни и да им вредности рендгенконтрастности износе 26,8 и 22,9 mm алуминијума (Okuda и сар., 2010). Разлог за ово је висок атомски број итријума ($Z=39$), церијума ($Z=58$) и цирконијума ($Z=40$) у поређењу са алумина керамиком чија рендгенконтрастност износи 0,8 mm алуминијума због ниског атомског броја алуминијума ($Z=13$). Иако алумина керамика не задовољава ISO стандарде за рендгенконтрастност изгледа да она пружа најбоље услове за идентификацију вишкова цемената код имплантно ношених система јер омогућава највећи контраст у односу на цемент. Са обзиром

да код имплантата каријес није опција коју је потребно разматрати ниска вредност регенконтрастности алумина керамике изгледа да представља предност. Због ових разлога, код изразито рендгенконтрастних керамичких система маргинални део рестаурације би пре требало правити у фасетној керамици него у језгру. Слично овоме, за израду металокерамичких круница на имплантатима би требало избегавати израду руба у металу.

In vitro модели су указали на потешкоће при контроли и уклањању вишкова цемената уз помоћ директне визуелизације или тактилно чак и у ситуацијама када је спој абатмента и рестаурације позициониран супрагингивално. Мерењем количине заосталог цемента у субгингивалној регији није пронађена статистички значајна разлика између ситуација када је руб крунице био позициониран 3 mm субгингивално у односу на ситуацију са 2 mm субгингивалном позицијом руба крунице (Linkevicius и сар., 2011). Интересантан је податак из литературе који говори о чињеници да цемент остаје око руба рестаурације која је постављена субгингивално чак и у ситуацијама када је клиничар уверен да је отклонио сав вишак цемента. Овакав закључак се наводи у две студије које су се бавиле испитивањем ефикасности уклањања вишка цемента у зависности од локализације руба крунице (Agar и сар., 1997, Linkevicius и сар., 2011). Очигледно је да су клиничари склони да прецене своју способност да у потпуности уклоне вишак цемента са рестаурација са субгингивалним маргинама.

Постоје такође подаци из литературе да код имплантно ношених надокнада чији је руб позициониран субгингивално не долази до компликација, али аутори студије не наводе да ли се ради о надокнадама које се цементирају или шрафе (Giannopoulou и сар., 2003). У неколико студија је показано да не постоји разлика у здрављу периимплантних ткива након постављања фиксних надокнада ретинираних цементом и шрафовима (Keller и сар., 1998, Assenza и сар., 2006, Blanes и сар., 2007). Ипак, у већем броју ових студија здравље периимплантних ткива је оцењивано на основу степена губитка кости око имплантата што није једини показатељ њиховог здравља.

Дебата о избору најбољег цемента за цементирање надокнада на имплантатима се наставља. Количина заосталог цемента зависи од врсте употребљеног цемента и позиције маргиналног дела рестаурације. Тежина

заосталог цемента је седам пута већа код рестаурација које су позиониране 3 mm субгингивално у односу на рестаурације код којих је руб надокнаде постављен 1 mm супрагингивално. Такође, количина заосталог композитног цемента је 10 пута већа у односу на количину која заостаје након коришћења цинк фосфатног или глас јономер цемента (Linkevicius и сар., 2011). Из овог разлога, композитне цементе треба избегавати приликом цементирања имплантно ношених стоматолошких надокнада, иако већина постојећих композитних цемената задовољава захтеве за рендгенконтрастношћу након скоријих реформулација њиховог хемијског састава, којима су у њих инкорпорирана различита рендгенконтрастна средства. Рендгенконтрастност глас јономерних цемената износи око 2 mm алуминијума, а резултати спроведених истраживања су показали да то није довољна рендгенконтрастност да се визуелизују мале количине вишкова цемената на конвенционалном радиограму. Исто тако, уколико је букоорални промер цемента мањи од 1 mm вишак глас јономерног цемента се неће видети ни на дигиталној радиографији. Због тога се употреба цинк фосфатних цемената намеће као најбоље решење, јер осим што поседују високе вредности рендгенконтрастности које им омогућавају лаку визуелизацију на радиограму, они имају и низ других предности: лакше уклањање вишкова, мања ретенција која у одређеним случајевима може бити корисна уколико је надокнаду потребно скинути и заменити и јача веза за абатмент на имплантату него за природни зуб. Приликом цементирања надокнада на имплантатима често се користе и привремени цементи јер се у тим случајевима рестаурација може лакше скинути. Истраживања су показала да је рендгенконтрастност привремених цемената као што су Temp Bond Original (Kerr Corporation, Orange, CA, USA) и Temp Bod NE (Kerr Corporation) 4,53 и 3,64 mm алуминијума (Wadhvani и сар., 2010), ретроспективно, па их је могуће користити као цементе избора у оним клиничким ситуацијама где није неопходна велика ретенција.

Вишак цемента који се налази јако субгингивално тешко је уклонити при чему током елиминисања вишка цемента долази до гребња површине имплантата. Изгребан имплантат или абатмент узрокује лакшу акумулацију плака и теже одржавање оралне хигијене (Agar и сар., 1997).

Периимплантно обољење се класификује на периимплантни мукозитис и периимплантитис. Периимплантни мукозитис је инфламаторна лезија меких ткива око имплантата, док се код периимплантитиса осим тога јавља и губитак кости (Albrektsson и сар., 1994). Примарни етиолошки фактор обе форме периимплантног обољења је бактеријска колонизација на површини имплантата или абатмента (Zitzmann и сар., 2008). Прогресија периимплантног мукозитиса у периимплантитис је бржа од прогресије гингивитиса у периодонтитис (Lang и сар., 2011) и због тога је рана дијагноза болести од кључног значаја за заустављање прогресије болести. Како је преко 80 % периимплантитиса код цементом ретинираних протеза повезано са вишковима цемената (Wilson, 2009) радиографија се може искористити за верификацију присуства вишкова цемената на апроксималним површинама носача надокнада на имплантатима.

Улога цемента у етиологији периимплантитиса није још увек довољно јасна. Претпоставља се да вишак цемента може да узрокује додатну иритацију меких ткива слично као што то ради калкулус око коренова природних зуба (White и сар., 1997). Такође се претпоставља да може постојати и одређени степен евентуалних токсичних реакција на периимплантна ткива (Schedle и сар., 1998). Бројни прикази случајева указују на појаву акутног периимплантитиса који се манифестовао запаљењем и црвенилом меких ткива и стварањем фистуле око имплантата у року од неколико месеци након постављања цементом ретинираних имплантних фиксних надокнада (Pauleto и сар., 1999). Аутори су након одизања режња пронашли вишак цемента који је био праћен профузним губитком кости. Може се претпоставити да је развој периимплантног мукозитиса или периимплантитиса условљен близином вишка цемента кости. Што је вишак цемента ближи кости већа је вероватноћа да дође до периимплантитиса, као и да се болест пре јави. Такође, индивидуална осетљивост на периодонталну инфекцију може да има значајну улогу у прогресији цементом узрокованог губитка кресталне кости.

Способност везе имплантата и кости да се одупре разним врстама оптерећења зависи од бројних фактора. Биомеханика, биоматеријали, оптерећење имплантата и физиолошки одговор су фактори који утичу на здравље кости и имплантата. Патолошка оклузија је фактор који се може контролисати исправним

дизајном протетске рестаурације и одабиром модела оклузије. Силе које се генеришу том приликом повећавају стрес на споју кости и имплантата. Граница оптерећења која превазилази способност организма да се одупре без штетних последица није прецизно утврђена. Та граница је јединствена за сваког пацијента, сваки имплантат и сваку клиничку ситуацију. Спој имплантата и кости може да поднесе одређен степен трауматске оклузије, али ипак у таквим ситуацијама чешће долази до компликација као што су лом керамике или одшрафљивање. Способност надокнаде да генерише силе аксијалног правца се смањује са употребом система који се шрафе (Hebel и сар., 1997).

Код природне дентиције храпавост субгингивалног цемента повећава акумулацију плака у гингивалном сулкусу. Слично томе, рестаурације чији рубови прелазе преко демаркације препарације мењају састав микрофлоре тако да долази до веће акумулације грам негативних анаеробних бактерија што је узрок хроничног периодонтитиса (Lang и сар., 1983). Felo и сар. (1997) су показали да је депозиција плака већа и брже се догађа око титанијумских имплантата него око природних зуба. Због тога је потребно да се нарочита пажња усмери адаптацији контура рестаурације и њеном прецизном налегању на руб демаркације, јер то још више него код природних зуба, утиче на укупан успех надокнаде и будуће здравље периимплантних ткива (Pauletto и сар., 1999).

Периимплантитис се код цементом ретинираних стоматолошких надокнада обично јавља заједно са вишком цемента на површини абатмента, на самом импланту или у околним меким ткивима као последица присуства храпаве површине која узрокује задржавање микроба и отежава уклањање микроорганизама. Рана дијагноза периимплантитиса се сматра најважнијим фактором којим се може утицати на заустављање прогресије болести. Преко 80% периимплантитиса код цементом ретинираних надокнада на имплантатима је повезано са присуством вишкова цемента (Wilson, 2009) и због тога клиничар у случају појаве периимплантитиса треба прво посумњати на заостали цемент. Радиографија може да се искористи као дијагностичко средство за верификацију присуства вишкова цемента на апроксималним површинама абатмента. Уколико се дијагностикује вишак цемента може се уклонити киретама, ултразвучним и магнетостриктивним апаратима или хируршком методом. Препоручљиво би било

да се прво покуша уклањање вишкова цемента нехируршким поступцима и да се након тога ефикасност уклањања провери радиографским процедурама. Ако се поново установи вишак цемента поступак се може поновити и избећи хируршки приступ.

Интересантно је да до компликација узрокованих вишковима цемената око имплантата може доћи након само неколико недеља од цементирања, али и након девет година. Овакво одлагање компликација повезаних са периимплантном болешћу у одређеним ситуацијама не може се лако објаснити, али се претпоставља да разлике у времену које је потребно да вишак цемента проузрокује запаљење околних меких ткива и ресорпцију кости потичу од степена хрпавости заосталог цемента. Још увек је јако мали број студија у литератури, које наводе значај цемента у настанку периимплантних обољења, али уколико би се клиничким лонгитудиналним студијама то потврдило, указало би се на значај уклањања вишкова цемента одмах након цементирања рестаурација, а исто тако и на сумњу у постојање вишкова цемента у случајевима присутности знакова периимплантне болести. У случајевима када је руб демаркације потребно поставити значајно испод нивоа гингиве где ће уклањање цемента бити проблематично у разматрање је потребно узети могућност израде надокнада које се шрафе. Како је време настанка периимплантитиса код растаурација које се цементирају на имплантатима тешко предвидети потребно је у таквим случајевима спроводити периодичне контролне прегледе како би се на време дијагностиковала болест у фази периимплантног мукозитиса (Wilson, 2009).

Разлог за чешће компликације око имплантата него око природних зуба као последица присуства вишка цемента повезан је са микроанатомијом меких ткива око имплантата. За разлику од природних зуба код имплантата не долази до формирања припоја перпендикуларних влакана (Cochran и сар., 1997). Уместо тога, влакна се припајају за титанијумски абатмент тако што се орјентишу паралелно са површином имплантата. Овај анатомски параметар не обезбеђује довољну заштиту уколико се вишак цемента потисне у периимплантни сулкус. Због тога је код надокнада на имплантатима лакше да се вишак цемента потисне у периимплантно ткиво него код природних зуба (Gapski и сар., 2008).

Приликом уклањања вишкова цемента могуће је користити различите кирете и ултразвучне уређаје. Том приликом може доћи до оштећења површине абатмента у виду огреботина које доводе до веће акумулације плака и његовог отежаног уклањања. Потребно је узети у обзир и сазнање да кирете од нерђајућег челика узрокују веће оштећење површине носача надокнада на имплантатима него пластичне кирете (Pauletto и сар., 1999).

Након израде надокнада на имплантатима неопходно је спроводити контролне прегледе за проверу успешности лечења. Прву посету је потребно заказати најмање једну недељу након цементирања надокнаде како би се установила било која промена на периимплантном ткиву. Ове промене укључују клиничке знаке инфламације, присуство ексудата и крварење приликом сондирања. Пацијентов утисак и његову процену квалитета израђене надокнаде такође треба узети у обзир, јер могу да упуте клиничара на додатна клиничка или радиорафска испитивања. Након прве посете пацијенту би требало заказивати контролне прегледе након месец дана, три месеца и шест месеци од завршетка протетске реконструкције. Уколико постоји био који симптом који може да укаже на знаке периимплантитиса потребно је посумњати на присуство заосталог вишка цемента. Постоје студије које показују да је заостали вишак цемента узроковао периимплантну болест девет година након цементирања надокнаде. Радиографско испитивање може да пружи корисне информације у случају постојања вишка цемента, нарочито уколико цемент поседује висок степен рендгенконтрастности који омогућава његов контраст у односу на суседне структуре (Wadhvani и сар., 2010).

Постојећи протоколи након цементирања надокнада на имплантатима не укључују потребу радиографисања за откривање вишкова цемената. Радиографско испитивање се препоручује као поступак који има за циљ да се провери позиција имплантата у кости као и прецизност налегања абатмента. Постојећи ADA протокол из 2004. године прописује да се радиограми направе једино уколико се клинички процени да је то потребно. Са друге стране, консензусом европског друштва за пародонтологију из 2011. - те године препоручено је да се радиографско испитивање треба рутински обављати након цементирања надокнада на имплантатима (Lang и сар., 2011). Важан закључак обављених

исраживања је да се заостали цемент на абатментима може са великом вероватноћом открити употребом дигиталне радиографије. Због тога се клиничарима препоручује да код дубоких субгингивалних рестаурација на имплантатима користе контролне снимке како би се утврдило присуство евентуалних вишкова цемената на апроксималним површинама надокнада.

Закључци

Спроведена истраживања која су се бавила рендгенконтрастношћу денталних кочића и денталних цемената који се користе за цементирање фиксних стоматолошких надокнада упућују на следеће закључке:

1. Цинк фосфатни и цинк поликарбоксилатни цементи се могу сматрати цементима који имају високе вредности рендгенконтрастности.
2. У овом истраживању су цементи чија је рендгенконтрастност била блиска рендгенконтрастности глеђи били глас јономери или смолом модификовани глас јономери.
3. При процени рендгенконтрастности композитних цемената у обзир је потребно узети присутно контрастно средство при чему присуство баријума или итербијума указује на високе вредности рендгенконтрастности.
4. Од испитиваних цемената који се користе за цементирање порцеланских фасета Variolink Veneer Medium Value 0 је био радиолуцентни, па је при његовој употреби при контролним прегледима потребно пажљиво анализирати евентуално постојање секундарног каријеса.
5. Дигитална радиографија се успешно може користити за испитивање рендгенконтрастности денталних цемената.
6. Ренгенконтрастност материјала на конвенционалној радиографији не мора бити једнака рендгенконтрастности истог материјала на дигиталном радиограму.
7. Материјали који у себи садрже баријум или јод показују највеће разлике у рендгенконтрастности на конвенционалном филму и дигиталном ЦЦД сензору.
8. Приликом анализе радиограма начињених различитим радиографским методама потребно је узети у обзир хемијски састав материјала како би се могла извршити поређења и избегле грешке у дијагностиковању.
9. Сви испитани дентални композитни кочићи показали су задовољавајућу рендгенконтрастност за примену у стоматолошкој пракси.

10. Дентални кочићи морају поседовати рендгенконтрастност од најмање 1,2 mm алуминијума како би били видљиви на дигиталном радиограму.
11. Вишкови цемената се лакше могу открити на абатменту употребом дигиталне него конвенционалне радиографије.
12. Могућност визуелизације вишка заосталог цемента на абатменту на радиограму у значајној мери зависи од његовог мезиодисталног дијаметра.
13. Како би се визуелизовао на радиограму вишак цемента на абатменту мора испољити рендгенконтрастност од најмање 1,7 mm алуминијума на дигиталној радиографији, док је за конвенционалну радиографију потребно да рендгенконтрастност цемента буде већа од 2,2 mm алуминијума.

Литература

Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent.* 1997;78:43-7.

Albbrektsen T, Isidor F. Consensus report of session IV. In:Lang NP, Karring T (eds). *Proceedings of the First European Workshop on Periodontology*, pp. 365-9. London: Quintessence.

Akerboom HB, Kreulen CM, van Amerongen WE, Mol A. Radiopacity of posterior composite resins, composite resin luting cements, and glass ionomer lining cements. *J Prosthet Dent.* 1993 Oct;70(4):351-5.

ANSI/ADA, American National Standards Institute/American Dental Association. *Specification No. 57, Endodontic Sealing Material*, 2000.

Baksi BG, Ermis RB. Comparison of conventional and digital radiography for radiometric differentiation of dental cements. *Quintessence Int.* 2007;38:e532-6.

Baksi BG, Sen BH, Eyuboglu TF. Differences in aluminum equivalent values of endodontic sealers: conventional versus digital radiography. *J Endod.* 2008;34:1101-4.

Begoña Ormaechea M, Millstein P, Hirayama H. Tube angulation effect on radiographic analysis of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:77-85.

Beyer-Olsen EM, Orstavik D. Radiopacity of root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1981;51:320-8.

Bortoluzzi EA, Guerreiro-Tanomaru JM, Tanomaru-Filho M, Duarte MA. Radiographic effect of different radiopacifiers on a potential retrograde filling material. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108:628-32.

Camilleri J, Gandolfi MG. Evaluation of the radiopacity of calcium silicate cements containing different radiopacifiers. *Int Endod J.* 2010;43:21-30.

Carvalho-Junior JR, Correr-Sobrinho L, Correr AB, Sinhoreti MA, Consani S, Sousa-Neto MD. Radiopacity of root filling materials using digital radiography. *Int Endod J.* 2007;40:514-20.

Chen SK, Hollender L, Omnell KA. Detection of small differences in mass using a direct digital dental x-ray system. *Dentomaxillofac Radiol* 1997; 26:63-6.

Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implant-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997;68:186-198.

Collares FM, Ogliari FA, Lima GS, Fontanella VR, Piva E, Samuel SM. Ytterbium trifluoride as a radiopaque agent for dental cements. *Int Endod J.* 2010;43:792-7.

Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98:389-404.

Dembrique HB, Abanomi AA, Cheng LL. Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87:112-14.

Devito KL, Ortega AI, Haiter-Neto F. Radiopacity of calcium hydroxide cement compared with human tooth structure. *J Appl Oral Sci.* 2004;12:290-3.

Ergücü Z, Türkün LS, Onem E, Güneri P. Comparative radiopacity of six flowable resin composites. *Oper Dent.* 2010;35:436-40.

Espelid I, Tveit AB, Erickson RL, Keck SC, Glasspoole EA. Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. *Dent Mater.* 1991;7:114-7.

Farman TT, Farman AG. A status report on digital imaging for dentistry. *Oral Radiol.* 2004;20:9-14.

Farman TT, Farman AG, Scarfe WC, Goldsmith LJ. Optical densities of dental resin composites: a comparison of CCD, storage phosphor, and Ektaspeed plus radiographic film. *Gen Dent.* 1996;44:532-7.

Felo A, Shibly O, Ciancio SG, Laurello FR. Effects of subgingival chlorhexidine irrigation on periimplant maintenance. *J Am Dent Assoc.* 1997;10:107-10.

Finger WJ, Ahlstrand WM, Fritz UB. Radiopacity of fiber-reinforced resin posts. *Am J Dent.* 2002;15:81-7.

Fonseca RB, Branco CA, Soares PV, Correr-Sobrinho L, Haiter-Neto F, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. Radiodensity of base, liner and luting dental materials. *Clin Oral Investig.* 2006;10:114-8.

Gapski R, Neugeboren N, Pomeranz AZ, Reissner MW. Endosseous implant failure influenced by crown cementation: a clinical case report. *Int Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:943-6.

Grassl U, Schulze RK. In vitro perception of low-contrast features in digital, film, and digitized dental radiographs: a receiver operating characteristic analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103:694-701.

Gu S, Rasimick BJ, Deutsch AS, Musikant BL. Radiopacity of dental materials using a digital X-ray system. *Dent Mater*. 2006;22:765-70.

Hara AT, Serra MC, Rodrigues Júnior AL. Radiopacity of glass-ionomer/composite resin hybrid materials. *Braz Dent J*. 2001;12:85-9.

Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. 1997;77:28-35.

Hedlund SO, Johansson NG, Sjögren G. A retrospective study of pre-fabricated carbon fibre root canal posts. *J Oral Rehabil*. 2003;30:1036-40.

Húngaro Duarte MA, de Oliveira El Kadre GD, Vivan RR, Guerreiro Tanomaru JM, Tanomaru Filho M, de Moraes IG. Radiopacity of portland cement associated with different radiopacifying agents. *J Endod*. 2009;35:737-40.

Ibrahim H, El-Mowafy O, Brown JW. Radiopacity of nonmetallic root canal posts. *Int J Prosthodont*. 2006;19:101-2.

International Standards Organization. ISO 6876. Dental Root Canal Sealing Materials, 2nd ed. Geneva, Switzerland; 2001.

International Standards Organization. ISO 4049. Dentistry—Polymer-Based Filling, Restorative and Luting Materials, 4th ed. Geneva, Switzerland; 2009.

International Organization for Standardization. ISO 9917. Dentistry—water-based cements. Geneva, Switzerland; 1998.

Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:119-30.

Lang NP, Berglundh T; Working Group 4 of Seventh European Workshop on Periodontology. Periimplant diseases: where are we now?--Consensus of the Seventh European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol*. 2011;38 Suppl 11:178-81.

Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effect of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol*. 1983;10:563-78.

Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Peciuliene V. The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22:1379-84.

Lozano A, Forner L, Llana C. In vitro comparison of root-canal measurements with conventional and digital radiology. *Int Endod J.* 2002;35:542-50.

de la Macorra JC, Pradies G. Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Investig.* 2002;6:198-204.

Martinez-Rus F, Garcia AM, de Aza AH, Pradies G. Radiopacity of zirconia-based all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 2011;24:144-6.

Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:719-28.

Mouyen F, Benz C, Sannandbend E, Lodter J. Presentation and physical evaluation of radioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1989;68:238-42.

Nomoto R, Mishima A, Kobayashi K, McCabe JF, Darvell BW, Watts DC, et al. Quantitative determination of radio-opacity: equivalence of digital and film X-ray systems. *Dent Mater* 2008;24:141-7.

Okuda Y, Noda M, Kono H, Miyamoto M, Sato H, Ban S. Radio-opacity of core materials for all-ceramic restorations. *Dent Mater J.* 2010;29:35-40.

O'Rourke B, Walls AW, Wassell RW. Radiographic detection of overhangs formed by resin composite luting agents. *J Dent.* 1995;23:353-7.

Patel S, Dawood A, Whaites E, T. Ford P. New dimensions in endodontic imaging: part 1. Conventional and alternative radiographic systems. *Int Endod Journal* 2009; 42: 447–62.

Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:865-8.

Pekkan G, Pekkan K, Hatipoglu MG, Tuna SH. Comparative radiopacity of ceramics and metals with human and bovine dental tissues. *J Prosthet Dent.* 2011;106:109-17.

Pontual AA, de Melo DP, de Almeida SM, Boscolo FN, Haiter Neto F. Comparison of digital systems and conventional dental film for the detection of approximal enamel caries. *Dentomaxillofac Radiol* 2010;39:431-6.

- Radel RT, Goodell GG, McClanahan SB, Cohen ME. In vitro radiographic determination of distances from working length files to root ends comparing Kodak RVG 6000, Schick CDR, and Kodak insight film. *J Endod* 2006;32:566-8.
- Rakocevic Z. Fizika jonizujućeg zračenja. In. *Osnovi radiologije dento-maksilofacijalne regije* Begrade: Stomatološki fakultet Univerziteta u Beogradu; 1998. p. 15-18.
- Rasimick BJ, Gu S, Deutsch AS, Musikant BL. Measuring the radiopacity of luting cements, dowels, and core build-up materials with a digital radiography system using a CCD sensor. *J Prosthodont*. 2007a;16:357-64.
- Rasimick BJ, Shah RP, Musikant BL, Deutsch AS. Radiopacity of endodontic materials on film and a digital sensor. *J Endod*. 2007b;33:1098-101.
- Resende LM, Rached-Junior FJ, Versiani MA, Souza-Gabriel AE, Miranda CE, Silva-Sousa YT, Sousa Neto MD. A comparative study of physicochemical properties of AH Plus, Epiphany, and Epiphany SE root canal sealers. *Int Endod J*. 2009 Sep;42(9):785-93.
- Richard AG. Measuring the radiopacity of the lip and mandible. *J Dent Res*. 1953;32:193-209.
- Rubo MH, el-Mowafy O. Radiopacity of dual-cured and chemical-cured resin-based cements. *Int J Prosthodont*. 1998;11:70-4.
- Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Radiopacity of resin-based materials measured in film radiographs and storage phosphor plate (Digora). *Oper Dent*. 2004;29:677-84.
- Saliba E, Abbassi-Ghadi S, Vowles R, Camilleri J, Hooper S, Camilleri J. Evaluation of the strength and radiopacity of Portland cement with varying additions of bismuth oxide. *Int Endod J*. 2009;42:322-8.
- Salzedas LM, Louzada MJ, de Oliveira Filho AB. Radiopacity of restorative materials using digital images. *J Appl Oral Sci*. 2006;14:147-52.
- Schedle A, Franz A, Rausch-Fan X, Spittler A, Lucas T, Samorapoompichit P, Sperr W, Boltz-Nitulescu G. Cytotoxic effects of dental composites, adhesive substances, compomers and cements. *Dental Materials*. 1998;14:429-40.
- Shah PM, Sidhu SK, Chong BS, Ford TR. Radiopacity of resin-modified glass ionomer liners and bases. *J Prosthet Dent*. 1997;77:239-42.
- Sidhu SK, Shah PM, Chong BS, Pitt Ford TR. Radiopacity of resin-modified glass-ionomer restorative cements. *Quintessence Int*. 1996;27:639-43.

Soares CJ, Mitsui FH, Neto FH, Marchi GM, Martins LR. Radiodensity evaluation of seven root post systems. *Am J Dent*. 2005;18:57-60.

Soares CJ, Santana FR, Fonseca RB, Martins LR, Neto FH. In vitro analysis of the radiodensity of indirect composites and ceramic inlay systems and its influence on the detection of cement overhangs. *Clin Oral Investig*. 2007;11:331-6.

Tagger M, Katz A. Radiopacity of endodontic sealers: development of a new method for direct measurement. *J Endod*. 2003;29:751-5.

Tanomaru JM, Cezare L, Gonçalves M, Tanomaru Filho M. Evaluation of the radiopacity of root canal sealers by digitization of radiographic images. *J Appl Oral Sci*. 2004;12:355-7.

Tanomaru-Filho M, Jorge EG, Tanomaru JM, Gonçalves M. Evaluation of the radiopacity of calcium hydroxide- and glass-ionomer-based root canal sealers. *Int Endod J*. 2008;41:50-3.

Taşdemir T, Yesilyurt C, Yildirim T, Er K. Evaluation of the radiopacity of new root canal paste/sealers by digital radiography. *J Endod*. 2008;34:1388-90..

Tofangchiha M, Bakhshi M, Fakhar HB, Panjnoush M. Conventional and digital radiography in vertical root fracture diagnosis: a comparison study. *Dent Traumatol* 2011;27:143-6.

Tsuge T. Radiopacity of conventional, resin-modified glass ionomer, and resin-based luting materials. *J Oral Sci*. 2009;51:223-30.

Turgut MD, Attar N, Onen A. Radiopacity of direct esthetic restorative materials. *Oper Dent*. 2003;28:508-14.

Yoshiura K, Kawazu T, Chikui T, et al: Assessment of image quality in dental radiography, part 1. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999;87:115-122.

Van der Stelt PF. Principles of dental imaging. *Dent Clin North Am* 2000; 44:237-48.

Vivan RR, Ordinola-Zapata R, Bramante CM, Bernardineli N, Garcia RB, Hungaro Duarte MA, de Moraes IG. Evaluation of the radiopacity of some commercial and experimental root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;108:e35-8.

Wadhvani C, Hess T, Faber T, Piñeyro A, Chen CS. A descriptive study of the radiographic density of implant restorative cements. *J Prosthet Dent*. 2010;103:295-302.

- Wadhvani C, Piñeyro A. Technique for controlling the cement for an implant crown. *J Prosthet Dent.* 2009;102:57-8.
- Wadhvani C, Pineyro A, Hess T, Zhang H, Chung KH. Effect of implant abutment modification on the extrusion of excess cement at the crown-abutment margin for cement-retained implant restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26:1241-6.
- Wadhvani C, Rapoport D, La Rosa S, Hess T, Kretschmar S. Radiographic detection and characteristic patterns of residual excess cement associated with cement-retained implant restorations: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2012;107:151-7.
- Watts DC, McCabe JF. Aluminium radiopacity standards for dentistry: an international survey. *J Dent.* 1999;27:73-8.
- Weber HP, Kim DM, Ng MW, Hwang JW, Fiorellini JP. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:375-9.
- Wenzel A, Hintze H, Hørsted-Bindslev P. Discrimination between restorative dental materials by their radiopacity measured in film radiographs and digital images. *J Forensic Odontostomatol.* 1998;16:8-13.
- White DJ. Dental calculus: recent insights into occurrence, formation, prevention, removal and oral health effects of supragingival and subgingival deposits. *European Journal of Oral Sciences.* 1997;105:508-522.
- Williams JA, Billington RW: A new technique for measuring the radiopacity of natural tooth substance and restorative materials. *J Oral Rehab* 1987;14:267-9.
- Wilson TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol.* 2009;80:1388-92.
- Zitzmann NU, Berglundh T. Definition and prevalence of periimplant diseases. *J Clin periodontol* 2008;35(Suppl. 8):286-91.

Биографија

Име и презиме: Антонијевић Ђорђе

Датум рођења: 15. IX 1981. год.

Телефон: 061 247 9170

Е - mail: djordje_ayu@yahoo.com

Образовање: Дипломирао на Стоматолошком факултету Универзитета у Београду 2007. год. са просечном оценом 9,36.

Докторске студије на Стоматолошком факултету Универзитета у Београду уписао школске 2008/09 год. и положио све испите предвиђене планом и програмом докторских студија са просечном оценом 9,62.

Стипендије: Стипендиста Министарства за науку и технолошки развој Републике Србије од 2009. год.

Страни језик: енглески језик.

Рад на рачунару: Windows, MS Office, Corel Draw итд.

Библиографија:

D. Antonijevic, D. Jevremovic, S. Jovanovic, K. Obradovic - Djuricic. An in - vitro radiographic analysis of the density of dental luting cements as measured by CCD - based digital radiography. Quintessence Int 2012 May;43(5):421-8.

D. Antonijevic, K. Obradovic - Djuricic, M. Zrilic, V. Medic, S. Dodic. Radiopacity of Portland cement associated with different radiopacifying agents. IADR/AADR/CADR 89th General Session and Exhibition, San Diego California, March 16-19, 2011. Poster Presentation.

K. Obradovic - Djuricic, D. Antonijevic, M. Zrilic, V. Medic, S. Dodic, I. Medigovic.
Radiopacity Of Root Canal Posts Measured By CCD-based Digital Radiography.
PER/IADR Congress, Helsinki, Finland, Friday, September 12-15, 2012. Poster
presentation.

Прилог 1.

Изјава о ауторству

Потписани-а Антонијевић Ђорђе број индекса 5/2008

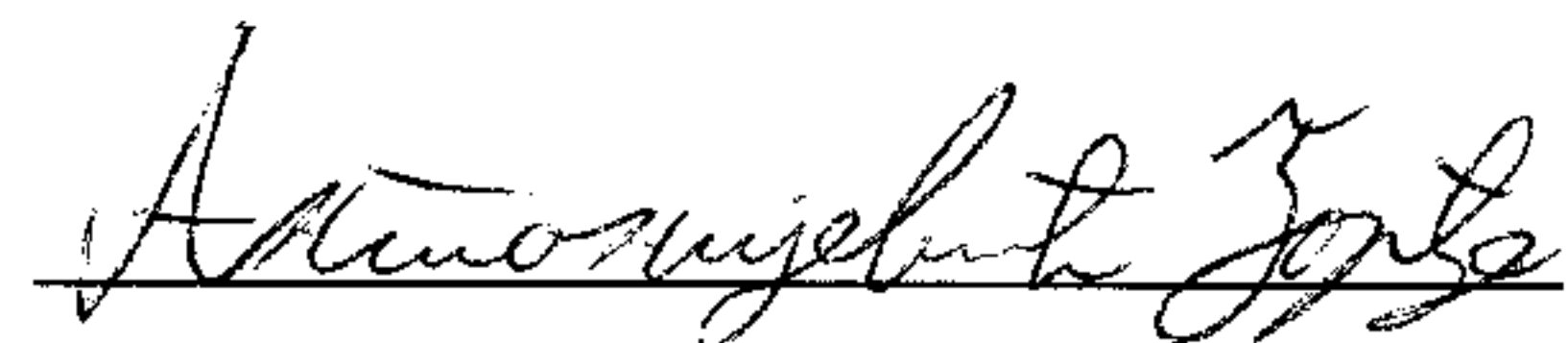
Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом „Варијације рендгенске слике цементних материјала и композитних кочића зависно од њиховог састава и примењене радиографске методе“

- резултат сопственог истраживачког рада,
- да предложена дисертација у целини ни у деловима није била предложена за добијање било које дипломе према студијским програмима других високошколских установа,
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

Потпис докторанда

У Београду, 11. VI 2012. год.



Прилог 2.

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора: Антонијевић Ђорђе.

Број индекса: 5/2008.

Студијски програм: докторске студије.

Наслов рада: „**Варијације рендгенске слике цементних материјала и композитних кочића зависно од њиховог састава и промењене радиографске методе**“

Ментор: Обрадовић – Ђуричић Косовка

Потписани Антонијевић Ђорђе

Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу **Дигиталног репозиторијума Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис докторанда

У Београду, 11. VI 2012. год.



Прилог 3.

Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом: **„Варијације рендгенске слике цементних материјала и композитних кочића зависно од њиховог састава и промењене радиографске методе“** која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство

2. Ауторство - некомерцијално

3. Ауторство – некомерцијално – без прераде

4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима

5. Ауторство – без прераде

6. Ауторство – делити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

Потпис докторанда

У Београду, 11. VI 2012. год.

