

ივანე ჯავახიშვილის სახელობის თბილისის სახელმწიფო უნივერსიტეტი

მედიცინის ფაკულტეტი

კლინიკური და ტრანსლაციური მედიცინა

ბუბა ჩაჩხიანი

ორთოპედიულ სტომატოლოგიაში ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოყენების  
მეთოდების გაუმჯობესება

მედიცინის დოქტორის აკადემიური ხარისხის მოსაპოვებლად წარმოდგენილი

დისერტაცია

სამეცნიერო ხელმძღვანელი:

ვლადიმერ მარგველაშვილი

მედიცინის მეცნიერებათა დოქტორი, პროფესორი

თბილისი

2025 წელი

## აბსტრაქტი

**შესავალი.** თანამედროვე სტომატოლოგიის პრიორიტეტები მაღალ ესთეტიკურ სტანდარტებს განსაზღვრავს ჩატარებული რესტავრაციების მიმართ. უკანასკნელი წლების სტომატოლოგიის განვითარების ერთ-ერთ გამოხატულ სიმბოლოს წარმოადგენს კომპიუტერული მოდელირების/კომპიუტერული წარმოების ავტომატიზირებული ტექნოლოგია\_ CAD/CAM სისტემა და ძირითადი მასალა, რომელიც აღნიშნულ სისტემაში გამოიყენება \_ ცირკონიუმის დიოქსიდი. ცირკონიუმის დიოქსიდის, როგორც სტომატოლოგიური ორთოპედიული კონსტრუქციის დასამზადებლად გამოყენებადი მასალის ერთ-ერთ გამოხატულ უარყოფით მხარეს წარმოადგენს მისი გატეხვის შემთხვევები. ცირკონიუმის დიოქსიდისგან ორთოპედიული კონსტრუქციების დამზადებასთან დაკავშირებით, ტექნოლოგიური პროცესის დეტალურმა შესწავლამ აზრთა სხვადასხვაობა და რეკომენდაციების მნიშვნელოვანი განსხვავებები გამოავლინა. არსებობს განსხვავებული რეკომენდაციები აბრაზიული დამუშავების და ე.წ. „მარეგენერირებელი“ გამოწვის საჭიროების შესახებ. შესაბამისად, აღნიშნული საკითხის სიღრმისეული ექსპერიმენტული კვლევა და მიღებული შედეგების იმპლემენტაცია მნიშვნელოვან წვლილს შეიტანს ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოყენებით პაციენტთა სტომატოლოგიური ორთოპედიული რეაბილიტაციის საკითხში.

**ნაშრომის მიზანს** წარმოადგენს სტომატოლოგებისთვის და კბილის ტექნიკოსებისთვის ცირკონიუმის დიოქსიდის რესტავრაციების დამზადების ტექნიკური პროცესის სრულყოფისათვის პრაქტიკული რეკომენდაციების შემუშავება, შესაბამისად, ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოყენებით დამზადებული ორთოპედიული კონსტრუქციების რესურსის გაზრდა და ორთოპედიული მკურნალობის ეფექტურობის გაუმჯობესება.

**კვლევის მასალა და მეთოდები.** კვლევითი მასალის სახით, განხორციელდა იითირუმით სტაბილიზებული მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის(Y-

TZP) ბლოკების გამოყენება 80 ერთეულის რაოდენობით. ფრეზირების შემდეგ, მოხდა საბოლოო გამოწვა და 80 ეგზეპლარიდან, სინათლის მიკროსკოპის მეშვეობით ამოირჩია, შინაგანი დეფექტის არმქონე საუკეთესო 50 ცალი. ცირკონიუმის დიოქსიდის აღნიშნული ნიმუშების დაყოფა მოხდა 5 ჯგუფად, განხორციელებული მექანიკური და თერმული დამუშავების სახეობების მიხედვით, მეხუთე ჯგუფი წარმოადგენს საკონტროლო ჯგუფს. თითოეული ჯგუფი მოიცავს ცირკონიუმის დიოქსიდის 10 ნიმუშს. მაღალტექნოლოგიური ექსპერიმენტული კვლევებისთვის ნიმუშების გაგზავნა მოხდა გერმანიისა და ჩეხეთის რესპუბლიკის სპეციალიზებული ცენტრების ლაბორატორიებში: „Institut für Festkörperphysik“ (ულმი, გერმანია), „CSMS\_Československá Mikroskopická Společnost“ (ჩეხეთის რესპუბლიკა), 2022 და 2023 წლებში. ნიმუშებზე განხორციელდა ტესტირება მოხრის გამძლეობის სამწერტილოვანი მეთოდით, კვლევა მასკანირებელი ელექტრონული მიკროსკოპით და დიფრაქციული რენტგენოგრაფიული ანალიზი. ექსპერიმენტალური კვლევა ჩატარდა ISO 6872:2015 (Dentistry-Ceramic materials) სტანდარტთან შესაბამისობაში.

**კვლევის შედეგები.** კვლევის შედეგად გამოვლინდა, რომ ქვიშაჭავლური დამუშავება და ქვიშაჭავლური დამუშავება შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით, ზეგავლენას ახდენს Y-TZP ნიმუშების სიმტკიცეზე. ქვიშაჭავლური დამუშავებისას, მასალის საშუალო სიმტკიცე წარმოადგენს 1253.67 მეგაპასკალს, ხოლო ქვიშაჭავლური დამუშავებისას, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით, სიმტკიცემ შეადგინა 744.96 მპა. Y-TZP ბლოკების აღმასის ბორით დამუშავებამ, საკონტროლო ჯგუფთან შედარებით, არ გამოავლინა არსებითი განსხვავება და შეადგინა შესაბამისად 1061.12 მპა და 1062.67 მპა. აღმასის ბორით დამუშავებული ბლოკების შემდგომმა მარეგენერირებელმა გამოწვამ გამოავლინა სიმტკიცის კლება საშუალო მაჩვენებლით 951.47 მპა. მასკანირებელი ელექტრონული მიკროსკოპით კვლევისას, არსებითად განსხვავებული აღმოჩნდა ის ნიმუშები, რომელთა დამუშავებაც მოხდა ქვიშაჭავლით, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით. მათ კრისტალურ სტრუქტურაში გამოვლინდა უმნიშვნელო სიცარიელები.

საცდელი ნიმუშების რაოდენობრივი ფაზური შემადგენლობის გამოკვლევისას გამოვლინდა ქვიშაჭავლური დამუშავებისას მონოკლინური ფაზების მატება 8 პროცენტამდე (საკონტროლო ნიმუშებთან შედარებით, სადაც 0.1 პროცენტს შეადგენდა). შემდგომმა მარეგენერირებელმა გამოწვამ, მონოკლინური ფაზების შემცველობა 1.5 პროცენტამდე შეამცირა. ნიმუშების ალმასის ბორით დამუშავებამ, მონოკლინური ფაზების შემცველობა 3 პროცენტამდე გაზარდა. შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით, სრულად მოხდა საწყის მდგომარეობამდე დაბრუნება.

**დასკვნა.** Y-TZP ნიმუშების აბრაზიული დამუშავების შემდგომმა მარეგენერირებელმა გამოწვამ გარკვეულ შემთხვევაში განაპირობა მასალის ზღვრული სიმტკიცის შემცირება, ქვიშაჭავლურმა დამუშავებამ, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვის ჩატარების გარეშე, კი მოახდინა მასალის ზღვრული სიმტკიცის გაზრდა. რენტგენოფაზური ანალიზის გამოყენებით Y-TZP გამოვლინდა მარეგენერირებელი გამოწვის ეფექტურობა. ასევე დადგინდა, რომ ქვიშაჭავლური დამუშავება ცირკონიუმის დიოქსიდში იწვევს მონოკლინური ფაზების მნიშვნელოვან მატებას, ალმასის ბორით დამუშავებასთან შედარებით.

კვლევის შედეგებზე დაყრდნობით, შეგვიძლია ექვემ დავაყენოთ ე.წ. „მარეგენერირებელი“ გამოწვის უპირობო საჭიროება. სწორი ტექნიკით და მასალებით განხორციელებული აბრაზიული დამუშავება არ ახდენს არსებით უარყოფით ზეგავლენას ცირკონიუმის დიოქსიდის ზღვრულ სიმტკიცეზე.

## Abstract

**Introduction.** The priorities of contemporary dentistry emphasize the achievement of high aesthetic standards in dental restorations. One of the most prominent advancements in recent years is the implementation of automated computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM) technologies. Within this system, zirconium dioxide has emerged as the primary material of choice. However, a significant limitation of zirconium dioxide in the fabrication of dental prosthetic structures is its inherent brittleness. An in-depth analysis of the technological process has revealed inconsistencies and notable discrepancies in the recommendations concerning the fabrication of prosthetic structures from zirconium dioxide. In particular, divergent views exist regarding the necessity of abrasive surface treatment and the application of so-called “regenerative” firing. Therefore, a comprehensive experimental investigation of these procedures, along with the practical implementation of the findings, is essential for advancing the effectiveness of dental prosthetic rehabilitation using zirconium dioxide.

**The aim** of this research is to develop practical guidelines for dentists and dental technicians to optimize the technological process involved in the fabrication of zirconium dioxide restorations. These recommendations are intended to enhance the durability of zirconia-based prosthetic structures and improve the overall effectiveness of prosthetic dental treatment.

**Materials and Methods.** The study was conducted on 80 specimens of metastable tetragonal zirconium dioxide (Y-TZP) stabilized with yttrium oxide. Following the milling process, all specimens underwent final sintering. Using light microscopy, 50 defect-free specimens were selected for further analysis. These selected zirconia specimens were then divided into five groups based on the type of mechanical and thermal treatments applied. The fifth group served as the control and did not undergo additional treatment. Each group consisted of 10 zirconium dioxide samples. For advanced experimental analysis, the specimens were submitted to specialized

laboratories in Germany and the Czech Republic: the Institut für Festkörperphysik (Ulm, Germany) and the Československá Mikroskopická Společnost (CSMS) in the Czech Republic during 2022 and 2023. The samples were subjected to three-point bending tests, scanning electron microscopy (SEM), and X-ray phase analysis. All experimental procedures were conducted in accordance with ISO 6872:2015 (Dentistry — Ceramic materials).

**Results.** The study demonstrated that both sandblasting and sandblasting followed by martensitic annealing influence the flexural strength of Y-TZP specimens. Sandblasting alone resulted in an average flexural strength of 1253.67 MPa, whereas the combination of sandblasting and subsequent martensitic annealing significantly reduced the strength to an average of 744.96 MPa. Diamond-boron surface treatment showed no statistically significant difference in strength compared to the control group, with mean values of 1061.12 MPa and 1062.67 MPa, respectively. However, when martensitic annealing was applied after diamond-boron treatment, a reduction in flexural strength was observed, with an average value of 951.47 MPa.

Examination by scanning electron microscopy revealed significant differences in the microstructure of samples subjected to sandblasting followed by recovery annealing. Minor voids were observed within their crystal lattice. Quantitative phase analysis indicated that sandblasting increased the monoclinic phase content to 8%, compared to 0.1% in the control samples. Subsequent recovery annealing reduced the monoclinic phase content to 1.5%. Diamond-boron treatment resulted in an increase of the monoclinic phase to 3%, while subsequent recovery annealing fully restored the phase composition to its original state.

**Conclusion.** The study demonstrated that, in certain cases, recovery annealing of Y-TZP samples following abrasive treatment led to a reduction in the material's tensile strength. Conversely, sandblasting without subsequent recovery annealing resulted in an increase in tensile strength. The efficacy of recovery annealing was confirmed through X-ray phase analysis. Additionally,

sandblasting was shown to significantly increase the monoclinic phase content in zirconia compared to diamond-boron treatment.

Based on these findings, the routine necessity of recovery annealing may be reconsidered. When abrasive treatment is performed using appropriate techniques and materials, it does not exert a substantial detrimental effect on the tensile strength of zirconia.

## სარჩევი

აბსტრაქტი .....	I
აბსტრაქტი .....	IV
სარჩევი .....	VII
ცხრილების, გრაფიკებისა და სხვა ილუსტრაციების ჩამონათვალი .....	IX
აბრევიატურების ჩამონათვალი .....	X
შესავალი .....	1
პრობლემის აქტუალობა .....	2
სამეცნიერო ლიტერატურის მიმოხილვა .....	9
სტომატოლოგიაში CAD/CAM სისტემის განვითარების ასპექტები .....	9
სტომატოლოგიური CAD/CAM სისტემების შემადგენელი მთავარი მოდულები და მათი მუშაობის ეტაპები .....	22
ციფრული ანაბეჭდის მიღება. ზედაპირის პროფილის განსაზღვრის კონტაქტური და უკონტაქტო მეთოდები .....	26
კერამიკული მასალები ავტომატიზირებული წარმოებისთვის .....	46
პოლიკრისტალური ოქსიდური კერამიკა .....	52
ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოყენებით დამზადებული მთლიანკერამიკული კონსტრუქციების ეფექტურობა .....	60
ცირკონიუმის დიოქსიდის რესტავრაციის თანხვედრის სიზუსტე და კიდოვანი ადაპტაცია .....	62

ცირკონიუმის დიოქსიდის რესტავრაციების გამძლეობა. ცირკონიუმის დიოქსიდის კონსტრუქციების გართულებების მიზეზები .....	64
ცირკონიუმის დიოქსიდის კარკასის მქონე კონსტრუქციების მთლიანობის დარღვევის მიზეზები. მექანიკური და თერმული დამუშავების ზეგავლენა მეტასტაბილურ ტეტრაგონალურ ცირკონიუმის დიოქსიდზე .....	65
მეთოდოლოგია, მეთოდები და მეთოდები .....	70
კვლევის შედეგები .....	81
Y-TZP საცდელი ნიმუშების სიმტკიცის სამწერტილოვანი დეფორმაციის მეთოდით გამოცდის კვლევის შედეგები .....	82
მასკანირებელი ელექტრონული მიკროსკოპით კვლევის შედეგები .....	90
Y-TZP საცდელი ნიმუშების ზედაპირების რაოდენობრივი და ხარისხობრივი რენტგენოგრაფიული ანალიზის შედეგები .....	95
დასკვნები და რეკომენდაციები .....	97
ცირკონიუმის დიოქსიდის თანამედროვე კლასიფიკაცია კლინიკური ნიშნით .....	97
შეჯამება და რეკომენდაციები .....	99
ბიბლიოგრაფია .....	101
გამოქვეყნებული ნაშრომების სია.....	111

## ცხრილების, გრაფიკებისა და სხვა ილუსტრაციების ჩამონათვალი

### ცხრილები:

1. ციფრული ტექნოლოგიების გამოყენება სტომატოლოგიაში, გვ.11
2. სტომატოლოგიური კერამიკული მასალების კლასიფიკაცია, გვ.47
3. ზღვრული სიმტკიცე, ნიმუშები ქვიშაჭავლური დამუშავებით „SB“, გვ.83
4. ზღვრული სიმტკიცე, ნიმუშები ქვიშაჭავლური დამუშავებით, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით „SBS“, გვ.84
5. ზღვრული სიმტკიცე, ალმასის ბორით დამუშავებით „D“, გვ.85
6. ზღვრული სიმტკიცე, ალმასის ბორით დამუშავებით, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით „DS“, გვ.86
7. ზღვრული სიმტკიცე, საკონტროლო ჯგუფი „C“, გვ.87
8. ხუთივე საცდელი ნიმუშის საშუალო მაჩვენებლები, გვ.88
9. ცირკონიუმის დიოქსიდის თანამედროვე კლასიფიკაცია კლინიკური ნიშნით, გვ.98

### გრაფიკები და დიაგრამები:

1. მოხრაზე სიმტკიცის გრაფიკი, გასაშუალოებული მაჩვენებლები დაჯგუფებული Y-TZP ჯგუფების მიხედვით, გვ.89
2. Y-TZP ჯგუფები; გასაშუალოებული მაჩვენებლები, ჰიპოთეზის ეფექტური გაშლა; ვერტიკალები გამოხატავენ სანდოობის ინტერვალებს 0.95, გვ.89
3. რენტგენოლოგიური დიფრაქციული კვლევის შედეგი, გვ.96
4. რენტგენოლოგიური დიფრაქციული კვლევის შედეგი, მაღალი მაჩვენებელი აღნიშნავს მონოკლინური ფაზური შემადგენლობის სიჭარბეს, გვ.96

## სურათები:

1. Instron 3369, უნივერსალური მექანიკური სატესტო დანადგარი, რომელზეც განხორციელდა კვლევები, გვ.71
2. Tescan VEGA II, ელექტრონული მიკროსკოპი, რომელზეც განხორციელდა კვლევები, გვ.72
3. X'Pert MRD Pro, დიფრაქტომეტრი, რომელზეც განხორციელდა კვლევები, გვ.76
4. ნიმუში ქვიშაქავლური დამუშავებით, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით, ჯგუფიდან „SBS“, გვ.91
5. ნიმუში ალმასის ბორით დამუშავებული, ჯგუფიდან „D“, გვ.92
6. ნიმუში ალმასის ბორით დამუშავებული, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით, ჯგუფიდან „DS“, გვ.93
7. ნიმუში საკონტროლო ჯგუფიდან „C“ (მექანიკური დამუშავების და მარეგენერირებელი გამოწვის გარეშე), გვ.94

## სქემები:

1. დიფრაქტომეტრის მუშაობის დეტალური სქემა, გვ.75

## აბრევიატურების ჩამონათვალი:

CAD/CAM (ინგ. computer-aided design/computer-aided manufacturing) კომპიუტერული მოდელირების/კომპიუტერული წარმოების ავტომატიზირებული ტექნოლოგია

CAE (ინგ. Computer Aided Engineering) კომპიუტერული ინჟინერია

CDA (California Dental Association) კალიფორნიის სტომატოლოგთა ასოციაცია

CCD (ინგ. Charge Coupled Devices) დამუხტვადი კავშირის მოწყობილობები

CeO<sub>2</sub> (Cerium oxide) ცერიუმის ოქსიდი

Ce-TZP (ინგ. Ceria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline ceramic) ცერიუმით სტაბილიზებული ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდი

CIM (ინგ. Computer Integrated Manufacturing) ინტეგრირებული პროგრამირებადი წარმოება

CIP (ინგ. Cold Isostatic Pressed) ცივი იზოსტატიკური პრესირება

CNC (ინგ. Computer Numeric Control) ციფრული პროგრამული მართვა

HIP (ინგ. Hot Isostatic Pressed) ცხელი იზოსტატიკური პრესირება

PSD (ინგ. Position-sensitive detector) პოზიციისადმი მგრძობიარე დეტექტორი

SLS (ინგ. Selective Laser Sintering) სელექციური ლაზერული შედუღება

STL (ინგ. stereolithography, Standard Tessellation Language) სტერეოლითოგრაფია, ტესელაციის სტანდარტული ენა

XRD (ინგ. X-Ray Diffraction) რენტგენოლოგიური დიფრაქცია

Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (ინგ. Yttrium oxide) ითრიუმის ოქსიდი

Y-TZP (ინგ. yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline ceramic) ითრიუმით სტაბილიზებული ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდი

## შესავალი

თანამედროვე სტომატოლოგიის პრიორიტეტები მაღალ ესთეტიკურ სტანდარტებს განსაზღვრავს ჩატარებული რესტავრაციების მიმართ, მათი ფუნქციური ღირებულების და მაღალი საექსპულატაციო ვადების შენარჩუნებით. XXI საუკუნეში ციფრული ტექნოლოგიები ფართოდ გამოიყენება მედიცინის ყველა დარგში, მათ შორის სტომატოლოგიაშიც. შექმნილია კომპიუტერული მოდელირების მეცნიერული ტექნოლოგიები, რომლებიც უზრუნველყოფენ ყბა-კბილთა სისტემის პათოლოგიების მქონე პაციენტების ეფექტურ მკურნალობასა და რეაბილიტაციას, რასაც ექიმი-სტომატოლოგის მიერ განხორციელებული სამედიცინო დახმარება თვისობრივად ახალ ხარისხობრივ საფეხურზე აყავს.

უკანასკნელი წლების სტომატოლოგიის განვითარების ერთ-ერთ გამოხატულ სიმბოლოს წარმოადგენს კომპიუტერული მოდელირების/კომპიუტერული წარმოების ავტომატიზირებული ტექნოლოგია\_ CAD/CAM სისტემა, რომელმაც წამყვან სამეცნიერო და სამედიცინო წრეებში ჯერ კიდევ XX საუკუნეში ჰპოვა ფართო აღიარება. აღნიშნული სისტემის პოპულარიზაციის ერთ-ერთ მთავარ მიზეზს წარმოადგენს CAD/CAM ტექნოლოგიის გამოყენების გარეშე დამზადებული ორთოპედიული კონსტრუქციების კრიტიკული შეფასება. CAD/CAM სისტემის უპირატესობა ტრადიციულ მეთოდებთან შედარებით ტოტალურია და გამოიხატება შემდეგში \_ ზუსტი ანაბეჭდის მიღება და შესაბამისი კონსტრუქციის დამზადება; „ადამიანური ფაქტორით“ გამოწვეული შეცდომების გამორიცხვა; პროთეზირების ეტაპების და შესაბამისად მკურნალობის პერიოდის მნიშვნელოვანი შემცირება; დროის მცირე მონაკვეთში (1-2 სთ) არაპირდაპირი კერამიკული კონსტრუქციების შექმნის შესაძლებლობა “chair side” (სავარძელთან) რეჟიმში; აგრეთვე, აღნიშნული სისტემის მნიშვნელოვან უპირატესობას წარმოადგენს სტანდარტული კონსტრუქციული მასალების დამუშავება ცივი ფრეზირების მეთოდით, რაც უზრუნველყოფს ამ მასალების პირველადი თვისებების შენარჩუნებას. აღსანიშნავია ის ფაქტიც, რომ CAD/CAM სისტემა სტომატოლოგიურ

ინდუსტრიაში ახალი მასალების შექმნის ძლიერ მასტიმულირებელ ფაქტორს წარმოადგენს, რაც აგრეთვე ზრდის თავად ამ სისტემის პოპულარობას. სპეციალურად ავტომატური წარმოებისთვის შექმნილი ახალი მასალა, როგორცაა მეტასტაბილური ტეტრაგონული ცირკონიუმის დიოქსიდი, გამოირჩევა მაღალი ესთეტიკურ-ფუნქციური ღირებულებით და აერთიანებს მეტალის სიმტკიცეს და ფაიფურის ესთეტიკურობას.

### **პრობლემის აქტუალურობა**

ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოყენების ეფექტურობა რიგ შემთხვევებში დისკუსიის საგანს წარმოადგენს. ეს გამოწვეულია განსხვავებული მონაცემებით იმის შესახებ თუ კონკრეტულად რომელი ორთოპედიული პათოლოგიის ნოზოლოგიის დროს რომელი მასალის გამოყენება მოგვცემს საუკეთესო ესთეტიკურ და ფუნქციურ შედეგს. ჩვენთვის ხელმისაწვდომ სამეცნიერო ბაზებში ვერ იქნა მოძიებული ცირკონიუმის დიოქსიდის კლინიკური სისტემური კლასიფიკაცია, რომელიც თავისუფალია ყოველგვარი კომერციული გავლენისგან და წარმოადგენს ორთოპედიული კონსტრუქციებისთვის არჩევის ერთიან ალგორითმს.

ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოყენებისგან თავის შეკავების ერთ-ერთ მიზეზს წარმოადგენს ექიმთა ჩივილი, მთლიანი კერამიკული კონსტრუქციების გატეხვის და ცირკონიუმის დიოქსიდზე დამზადებული პოლიკრისტალური კერამიკის კარკასიდან ფაიფურის „ატკეჩვის“ შესახებ. აგრეთვე გარკვეულ შეკითხვებს ბადებს ცირკონიუმის დიოქსიდის კარკასიანი კონსტრუქციების დამზადების განსხვავებული რეკომენდაციები. ცირკონიუმის კარკასის ქვიშის ჭავლით დამუშავება კვლავინდებურად პოპულარულ მეთოდად რჩება, რომლის საშუალებითაც უმჯობესდება მოჭიდება კარკასსა და ფაიფურის შრეებს შორის და აგრეთვე ცემენტით ფიქსაციისას ადჰეზიური მდგრადობის გასაზრდელად.

ცირკონიუმის დიოქსიდის, როგორც ორთოპედიული კონსტრუქციის კარკასად გამოსაყენებელი მასალის ყოველდღიურ სტომატოლოგიურ პრაქტიკაში ფართოდ

დანერგვის პროცესში, გამოვლინდა მისი ძირითადი უარყოფით მხარეები, კერძოდ კონსტრუქციის გატეხვის და კარკასიდან ფაიფურის შრეების „ატკეჩის“/დაზიანების შემთხვევები (Lawson et al. 2019; Lümekemann et al. 2020). ტექნოლოგიური პროცესის რაციონალურ განხორციელებასთან დაკავშირებით არსებობს აზრთა სხვადასხვაობა როგორც მწარმოებელთა, ისე ტექნიკოსთა მხრიდან. ორთოპედიული კონსტრუქციის კარკასების ქვიშაჭავლური დამუშავება წარმოადგენს პოპულარულ მეთოდს, რომელიც კარკასის ზედაპირის ხაოიანობის გაზრდის ხარჯზე, ზრდის ფაიფურის მასების მოჭიდების ხარისხს (Seo et al. 2020). კბილებზე კონსტრუქციის მოჭიდების გასაუმჯობესებლად, ასევე, ფართოდ გამოიყენება კარკასის შიდა ზედაპირის ქვიშაჭავლური დამუშავების ტექნიკაც.

თანამედროვე თეორიის თანახმად, ქვიშის ჭავლით გამოწვეული მიკრობზარები იწვევენ ფაზურ გადასვლას ტეტრაგონალური მეტასტაბილური სტრუქტურიდან მონოკლინურ სტრუქტურაზე, რასაც თან ახლავს მასალის  $\approx 4\%$ -ით მოცულობაში გაზრდა. აღნიშნული ეფექტი უზრუნველყოფს კომპრესიული ძალების წარმოქმნას, რომელთა მეშვეობითაც ხდება მიკრობზარების ბლოკირება, თუმცა აგრეთვე ახდენს მასალის ფაზური მდგომარეობის ცვლილებას. ზედაპირის აბრაზიული დამუშავების შემდეგ რეკომენდებულია ჩატარდეს ე.წ. „მარეგენერირებელი“ გამოწვა. თუმცა, მაღალი ტემპერატურის ზეგავლენით შეიძლება წარიმართოს ფაზების გადასვლის უკურეაქცია, რომელიც მოხსნის კომპრესიის შედეგად წარმოქმნილ მიკრობზარების მახლოკირებელ ეფექტს და ხელს შეუწყობს მათ შემდგომ გავრცელებას (Mirt et al. 2022).

სრულად გამომწვარი ცირკონიუმის დიოქსიდის კონსტრუქციის მოსარგებად და კორექციისთვის, ხშირად საჭიროა შესაბამისი მარკის ალმასის ბორით მისი კორექტირება, რომელიც უნდა განხორციელდეს წყლით გაგრილების ქვეშ (Lümekemann et al. 2020). აღნიშნული ეტაპის შემდეგ, ჩვეულებრივ, რეკომენდირებულია ე.წ. „მარეგენერირებელი“ (zirconia regeneration firing) გამოწვის ჩატარება (Mirt et al. 2022; Ryan et al. 2017). არსებობს მოსაზრება, რომ აბრაზიული დამუშავება იწვევს მიკრობზარების წარმოქმნას ფაზური T-M (ტეტრაგონალურიდან მონოკლინურ ფაზაში) გადასვლის ხარჯზე, მასალის ლოკალური გაფართოებით, რაც წარმოადგენს ერთგვარი

დისტრაქციის უბნებს, რომლებიც ხელს უშლიან მიკრობზარების შემდგომ განვითარებას (Mirt et al. 2022). თუმცა, მაღალტემპერატურული გამოწვამ შესაძლოა განაპირობოს ფაზის უკუგადასვლა, მასალაში წარმოქმნილი დამაბვის ბლოკების მოხსნა და ამით ბზარების შემდგომი განვითარება (Ryan et al. 2017). სპეციალური ლიტერატურის ანალიზს ამ პრობლემის ქიმიური ასპექტით გააზრებისა და გადაჭრის მხრივ, მივყავართ ერთმანეთისგან დიამეტრალურად განსხვავებულ მოსაზრებებთან იმის შესახებ, თუ რა ზეგავლენას ახდენს აბრაზიული და თერმული დამუშავება ტეტრაგონული ცირკონიუმის დიოქსიდის სტრუქტურაზე. სრულად სინთეზირებულ ტეტრაგონალურ ცირკონიუმის დიოქსიდზე აბრაზიული და ტემპერატურული დამუშავების ზეგავლენის შესახებ სპეციალური ლიტერატურის შესწავლამ, დიამეტრალურად განსხვავებული მოსაზრებები გამოავლინა (Mirt et al. 2022; Ryan et al. 2017; Hatanaka et al. 2017). ამასთან დაკავშირებით, აუცილებელია მოხდეს ქვიშაჭავლური ზემოქმედების და აბრაზიული დამუშავების ხასიათის და ზეგავლენის სიღრმის შესწავლა Y-TZP (იითრიუმით სტაბილიზებული მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდი) ნიმუშზე და აგრეთვე მიზანმიმართული „მარეგენერირებელი“ გამოწვის ჩატარება, რათა ზუსტად იყოს გამოვლენილი და სიღრმისეულად შესწავლილი Y-TZP-ის მასალის თვისობრიობა და ფაზური მდგომარეობა. აუცილებელია მაღალტექნოლოგიური ექსპერიმენტული კვლევების ჩატარება, აგრეთვე მსოფლიო პრაქტიკაში არსებული მონაცემების დეტალური შესწავლა და სიღრმისეული ანალიზი, რაც მოითხოვს სხვადასხვა ენაზე არსებული დიდი მოცულობის სამეცნიერო ლიტერატურის ანალიტიკურ გარჩევას და ერთგვარი შემაჯამებელი დასკვნის გაკეთებას. აღნიშნული ექსპერიმენტული კვლევების ჩატარებას, საკითხის სიღრმისეულად გამოკვლევას და სწორ, კომპლექსურ ანალიზს შეუძლია პასუხი გასცეს ცირკონიუმის დიოქსიდის კონსტრუქციების ტექნიკურ მთლიანობასთან დაკავშირებით არსებულ კითხვებს.

## კვლევის მიზანი

- ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოყენებით დამზადებული სარესტავრაციო კონსტრუქციებით, ორთოპედიული მკურნალობის ეფექტურობის და კონსტრუქციის მასალის რესურსის ზრდა.
- ორთოპედ-სტომატოლოგებისთვის და კბილის ტექნიკოსებისთვის ცირკონიუმის დიოქსიდის რესტავრაციების დამზადების ტექნიკური პროცესის სრულყოფისათვის პრაქტიკული რეკომენდაციების შემუშავება.
- სამედიცინო წრეებში CAD/CAM სისტემების შესახებ ცოდნის ამაღლება და მაღალკვალიფიციური, პროფესიულად დამუშავებული ინფორმაციის მიწოდება.

## კვლევის ამოცანები

ექსპერიმენტული კვლევის სტრუქტურა.

1. CAD/CAM სისტემების მუშაობის პრინციპისა და მათი მთავარი ფუნქციების დეტალურად შესწავლა.
2. ექსპერიმენტული კვლევის მონაცემებზე დაყრდნობით, მოხდეს ტექნოლოგიური დამუშავების პროცესში წარმოქმნილი სხვადასხვა სახის ზემოქმედების ზეგავლენის შესწავლა, ტეტრაგონალური მეტასტაბილური ცირკონიუმის დიოქსიდის საფუძველზე დამზადებული კერამიკული კონსტრუქციების სიმტკიცესა და მთლიანობაზე:
  - მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის საფუძველზე დამზადებულ კერამიკულ კონსტრუქციებზე, განისაზღვროს ზედაპირული აბრაზიული დამუშავების ზემოქმედების ხასიათი, დამუშავებული ზედაპირის ფაზური მდგომარეობა და მისი ხაზობრივი თერმული გაფართოების კოეფიციენტი.
  - მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის საფუძველზე დამზადებულ კერამიკაზე მოხდეს ე.წ. „მარეგენერირებელი“ გამოწვის ზემოქმედების შესწავლა, განისაზღვროს მისი გამოყენების მიზანშეწონილობა მასალის საწყისი თვისებების აღდგენის მხრივ, ფაზური მდგომარეობის და თერმული ხაზობრივი გაფართოების კოეფიციენტის შესწავლა.

3. კვლევების ანალიზის საფუძველზე, ექიმი ორთოპედებისთვის და კბილის ტექნიკოსებისთვის მოხდეს მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის საფუძველზე დამზადებული კერამიკის ტექნოლოგიური დამზადების და გამოყენების შესახებ რეკომენდაციების მიცემა.

### **კვლევის სამეცნიერო სიახლე:**

1. ექსპერიმენტული კვლევების ფარგლებში განხორციელდა მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის მრავალპროფილიანი კვლევები და მათი კომპლექსური ანალიზი: ტექნოლოგიური დამუშავების პროცესში ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოკვლევა სიმტკიცეზე (ISO 6872), კრისტალური სხეულების რენტგენული დიფრაქციის მეთოდით კვლევა, მასკანირებელი ელექტრონული მიკროსკოპის მეშვეობით მისი ფაზური მდგომარეობის და სიმტკიცის გამოკვლევა.

2. ექსპერიმენტულ კვლევებზე დაყრდნობით, შემუშავებულია ახალი რეკომენდაციები ცირკონიუმის დიოქსიდის სიმტკიცის ასამაღლებლად ქვიშაჭავლური დამუშავების პროცესის სწორად ჩატარების მხრივ და რეკომენდაციები ალმასის ბორით მისი ოპტიმალური დამუშავების შესახებ.

აგრეთვე, მონაცემთა შეჯერების საფუძველზე, გამოვლენილია დამატებითი „მარეგენერირებელი“ გამოწვის შედეგად მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის სიმტკიცის შემცირების ცალკეული ფაქტები, რაც ეჭვქვეშ აყენებს „მარეგენერირებელი“ გამოწვის უპირობო აუცილებლობას.

3. გამოვლენილია, რომ ცირკონიუმის დიოქსიდის ქვიშაჭავლით დამუშავების პროცესში ლოკალურად ხდება დამუშავებული ზედაპირის ფაზური შემადგენლობის ცვლილება და აგრეთვე ადგილი აქვს ხაზობრივი თერმული გაფართოების კოეფიციენტის არაპროგნოზირებად ცვლილებას. აღნიშნულ შემთხვევებში, რენტგენოფაზური

ანალიზის გამოყენებით, Y-TZP ნიმუშების ფაზური შემადგენლობის დეტალური ანალიზის საფუძველზე გამოვლინდა მარეგენერირებელი გამოწვის ეფექტურობა. ასევე დადგინდა, რომ ქვიშაჭავლური დამუშავება ცირკონიუმის დიოქსიდში იწვევს მონოკლინური ფაზების მნიშვნელოვან მატებას, აღმასის ბორით დამუშავებასთან შედარებით.

4. შეიქმნა ცირკონიუმის დიოქსიდის თანამედროვე კლასიფიკაცია კლინიკური არჩევის პრაქტიკული ნიშნით.

5. მოძიებულია და სისტემატიზირებულია მონაცემები მასალების შესახებ, რომლებიც გამოიყენება CAD/CAM ტექნოლოგიით კონსტრუქციების დასამზადებლად.

6. საქართველოში პირველად არის წარმოდგენილი სტომატოლოგიაში მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის და CAD/CAM სისტემების შესახებ სრული, ამომწურავი ნაშრომი (დაწყებული მისი განვითარების ისტორიიდან, თანამედროვე მიმართულებების გამოკვეთამდე, აგრეთვე, სისტემის ევოლუციის თითოეული ეტაპის დეტალური და ამომწურავი განხილვით, იმ ეტაპისთვის დამახასიათებელი გარემოებების მიმოხილვით და ანალიზით).

## **სამუშაოს პრაქტიკული ღირებულება**

ჩატარებული კვლევების საფუძველზე, ექიმ ორთოპედ-სტომატოლოგებისთვის და სტომატოლოგიური ლაბორატორიის ტექნიკოსებისთვის შემუშავდა მეცნიერულად დასაბუთებული რეკომენდაციები ცირკონიუმის დიოქსიდის საფუძველზე დამზადებული კერამიკული კონსტრუქციების დასამზადებლად.

ექსპერიმენტული კვლევების მონაცემთა ანალიზის საფუძველზე, თანამედროვე ტენდენციების გათვალისწინებით, შემუშავებულია რეკომენდაციები სტომატოლოგიური მასალის შესარჩევად ავტომატიზირებული წარმოების მეშვეობით

კერამიკული კონსტრუქციების დასამზადებლად. აღნიშნული რეკომენდაციების გათვალისწინება, ხელს შეუწყობს ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოყენებით სტომატოლოგიური კონსტრუქციების მართებულად დამზადებას, გაზრდის მათ რესურსს და გააუმჯობესებს ცირკონიის გამოყენებით პაციენტთა ორთოპედიული სტომატოლოგიური რეაბილიტაციის ხარისხს.

## სამეცნიერო ლიტერატურის მიმოხილვა

### 1. სტომატოლოგიაში CAD/CAM სისტემის განვითარების ასპექტები

ავტომატიზირებული წარმოების სისტემების შემუშავება სამრეწველო სფეროში XX საუკუნის 60-იანი წლებიდან დაიწყო (Miyazaki 2013) ამ პერიოდშივე განხორციელდა ძირითადი ცნებების განსაზღვრა, სისტემების და ქვესისტემების მიზნობრივი ნიშების ფორმირება. ავტომატიზირებული პროექტირების, ავტომატიზირებული წარმოების რეალიზებას წარმოადგენდა რთული ორგანიზაციულ-ტექნიკური სისტემა, რომელიც შედგებოდა მომსახურე პერსონალისგან და ტექნიკური, პროგრამული და სხვ. კომპლექსისგან (თანამედროვე „პროგრამული უზრუნველყოფა“). აღნიშნული სისტემების შექმნის მიზებს და მიზანს წარმოადგენდა სამუშაოს შესრულების ეფექტურობის ზრდა და ეფუძნებოდა შემდეგ პრინციპებს:

- პროექტირების და დაგეგმვის შრომატევადობის შემცირება;
- პროექტირების ვადების შემცირება;
- პროექტირების და წარმოების თვითღირებულების შემცირება, აგრეთვე, საექსპლუატაციო ხარჯების შემცირება;
- პროექტირების შედეგების ხარისხის და ტექნიკურ-ეკონომიკური დონის გაუმჯობესება;
- მოდელირების და გამოცდის ხარჯების შემცირება.

დროთა განმავლობაში მოხდა აღნიშნული პრინციპების დახვეწა და ავტომატიზირებული წარმოების ფუნქციონირების ზოგადი დოქტრინის შემუშავება, ამასთანავე, პირველად მრეწველობაში CAD/CAM ტერმინის გაჩენა.

**CAD** ( ინგ. **Computer-Aided Design/Drafting** – კომპიუტერული მოდელირება) – წარმოადგენს ავტომატიზირებული პროექტირების საშუალებას. აღნიშნული ტერმინი გამოხატავს საშუალებას ორგანოზომილებიანი ან სამგანზომილებიანი სისტემების ავტომატიზირებული გეომეტრიული პროექტირების. ეს ზოგადი ტერმინია ყველა იმ სახის პროექტირების აღსანიშნავად, რომლებიც იყენებენ კომპიუტერულ სისტემებს.

CAD მოიცავს როგორც ნაკეთობის ზუსტი გეომეტრიული მოდელის, ისე მისი ნიშნების გენერაციის და თანმდევი ცალკეული დეტალების შექმნას.

**CAM** (ინგ. **Computer-aided Manufacturing – კომპიუტერული წარმოება**) – წარმოადგენს პროდუქტის ტექნოლოგიური წარმოების საშუალებას. უზრუნველყოფს წარმოების პროგრამირების ავტომატიზაციას და ავტომატიზირებული საწარმოო სისტემების მართვას. 1970-იან წლებიდან სამრეწველო წარმოებაში გვხვდება აგრეთვე ტერმინი **CAE** (ინგ. **Computer Aided Engineering**) – კომპიუტერული ინჟინერია, რომელიც გულისხმობს პროექტის ავტომატიზირებულ ანალიზს. განკუთვნილია შეცდომების ავტომატურ რეჟიმში აღმოსაჩენად, მაგ. ნაწარმის სიმტკიცის მახასიათებლების გათვლების ინსპექტირებისთვის და საწარმოო შესაძლებლობების ოპტიმიზირებისთვის. 1975 წელს ჯოსეფ ჰარინგტონის მიერ იქნა შემუშავებული ზოგადი პლატფორმა – **CIM** (ინგ. **Computer Integrated Manufacturing**), რომელიც წარმოადგენს პროგრამირებადი წარმოების მეთოდს და შემუშავებულია CAD/CAM ინდუსტრიისთვის. ამგვარად, CAD მოდულის მეშვეობით ხდება საწარმოო პროდუქტის გეომეტრიული მოდელის შექმნა, რომლის მიხედვითაც CAM მოდულში ინიცირდება მისი ავტომატიზირებული წარმოება მოდელირებული პარამეტრების მიხედვით, პარამეტრების სიზუსტის კონტროლი კი CAE სისტემის საშუალებით ხდება და აღნიშნული სისტემითვე ხორცილდება წარმოების მთლიანი პროცესის მონიტორინგი. თანამედროვე სისტემების უმეტესობა მოიცავს CAD/CAE/CAM პროექტირების ასპექტებს და მათ ქვიათ კომპლექსური, იგივე ინტეგრირებული სისტემები. ციფრული ტექნოლოგიები მტკიცედ დამკვიდრდა ადამიანთა საქმიანობის ყველა სფეროში, მათ შორის მედიცინაშიც. სამედიცინო მრეწველობის დიდი ნაწილი CAD/CAM ტექნოლოგიაზეა დამკვიდრებული. სტომატოლოგიაში გაჩნდა შესაძლებლობა ავტომატიზირებული სისტემის აქტიურად გამოყენების. მოხდა მკურნალობის პრაქტიკულად ყველა ეტაპზე აღნიშნული სისტემის რეალიზება. შემუშავდა სხვადასხვა დანიშნულების მოდულები და პროგრამული უზრუნველყოფა, რომელთაც შეეძლოთ ავტომატურ რეჟიმში სამედიცინო დოკუმენტაციის წარმოება, ციფრული დიაგნოსტიკა (ვიზიოგრაფები, კომპიუტერული ტომოგრაფები,

ვირტუალური არტიკულატორები, ციფრული ფოტოაპარატურა და სხვა), მოდელირება და სხვადასხვა კლინიკური სიტუაციის იმიტაცია (იხილეთ ცხრილი 1).

ცხრილი 1. ციფრული ტექნოლოგიების გამოყენება სტომატოლოგიაში

გამოყენების სფერო	კომპიუტერული სისტემები
სპეციალისტთა მომზადება, სამეცნიერო კვლევები	
სიმულატორები - სასწავლო პროგრამები, რომელთაც შეუძლიათ სხვადასხვა კლინიკური სიტუაციების მოდელირება	<b>CLINSIM</b> (morita, Japan); <b>PREPassistant</b> (KaVo Dental GmbH, Germany); <b>DentSim Compact</b> (Yoshida, Japan)
დისტანციური სწავლება, გამოცდილების გაზიარება, ტერმინთა განმარტება	<b>MEDLINE; MEDLINE PLUS; PubMed Central</b>
სხვადასხვა პროცესების კომპიუტერული მოდელირება	<b>SPLEN-K; COSMOS/M; ANSYS</b>
კლინიკური გამოყენება	
სამედიცინო დოკუმენტაციასთან მუშაობის ოპტიმიზაცია, პაციენტთა ელექტრონული ამბულატორიული ბარათები	<b>Simplesoft</b> (ProDenTech); <b>Dentrix Dental Systems</b> (American Fork); <b>Kodak EasyShare</b> (Kodak); <b>Dental Explorer</b> (Quint.Publ.)

პირის ღრუდან ციფრული ფოტო-ვიდეო გამოსახულების მიღება	<b>AcuCam Concept N</b> (Gendex); <b>ImageCAM USB 2.0 digital</b> (Dentrix); <b>SIROCAM</b> (Sirona Dental Systems GmbH)
რადიოვიზიოგრაფია	<b>GX-S HDI USB sensor</b> (Gendex); <b>ImageRAY</b> (Dentrix); <b>Dixi2 sensor</b> (Planmeca)
კბილთა ოპტიკური მახასიათებლების განსაზღვრა (ფერი, გამჭვირვალობა და სხვ.)	<b>Transcend</b> (Chestnut hill); <b>Shade Scan System, VITA Easyshade</b>
ვირტუალური არტიკულატორები	<b>MAYA; CEREC 3D; CAD</b> (AX Compact)
კბილთა პროთეზების ავტომატიზირებული მოდელირების და დამზადების სისტემები (CAD/CAM სისტემები)	<b>CEREC 2,3,4</b> (Sirona Dental Systems GmbH, Germany); <b>ProCERA</b> (Nobel Biocare, Goeteburg, Sweden); <b>CELAY</b> (Mikrona Technologic, Switzerland); <b>M1, M3, M4 Heavy, M6 WET HEAVY METAL</b> (ZirkonZahn, Germany); <b>Tizian Cut 5 Smart</b> (Schuetz Dental, GmbH)

გამომდინარე იქიდან რომ მეოცე საუკუნის 80-იან წლებში მრეწველობაში უკვე კარგად იყო განვითარებული ავტომატიზირებული წარმოება, გარკვეულ სამეცნიერო წრეებში ჩათვალეს, რომ სტომატოლოგიაში CAD/CAM სისტემის შემუშავება და თვითონ სისტემაც გაცილებით უფრო მარტივი იქნებოდა, ვიდრე მისი დიდი სამრეწველო ანალოგები. თუმცა რეალობაში სტომატოლოგიური CAD/CAM სისტემის

შექმნა არ აღმოჩნდა არც მარტივი და არც ადვილი შემდეგი ტექნოლოგიური მიზეზების გამო:

1. CAD/CAM სისტემით შექმნილი საბოლოო პროდუქტის ხარისხი, სიზუსტე უნდა იყოს უფრო მაღალი ვიდრე პროდუქტის ტრადიციული მეთოდით დამზადებისას, უფრო მცირე დრო უნდა ჭირდებოდეს და ღირებულებაც კონკურენტული უნდა ქონდეს. ამ პირობების შესრულება აუცილებელია რათა მომავალში, ყოველდღიურ ლაბორატორიულ და კლინიკურ პრაქტიკაში ყოველმხრივი უპირატესობის გამო CAD/CAM სისტემამ მოახდინოს ტრადიციული მეთოდების ჩანაცვლება. აგრეთვე, სისტემის ფართოდ გავრცელებით მოხდეს მწარმოებელი კომპანიების კომერციული მიზნების მიღწევა.

2. კბილთა პრეპარირების დროს ტექნოლოგიურად რთული იყო ხშირ შემთხვევაში ნახევრადგამჭირვალე კბილთა თხელი კედლების ციფრული ანაბეჭდის მიღება, რადგან სისტემას მანამდე ინდუსტრიულ მატერიებთან უწევდა მუშაობა და არ იყო ადაპტირებული ასეთი რთული სამუშაოს მისთვის დამახასიათებელი სიზუსტით შესასრულებლად. ასეთმა მოულოდნელმა ტექნოლოგიურმა სირთულემ, მწარმოებლები აიძულა მუშაობა დაეწყოთ კომპაქტური მაღალეფექტური სკანერის შემუშავებაზე. მოხდა CAD/CAM სისტემის პირველი მოდულის (სკანირება, ციფრული ანაბეჭდის მიღება) სერიოზული მოდერნიზება (Bindl, Lüthy, and Mörmann 2006).

3. ამას გარდა, გამომდინარე იქიდან რომ რესტავრაცია არამხოლოდ ადაპტირებული უნდა იყოს კბილის პრეპარირებულ ქსოვილის კიდეებთან, არამედ ჰარმონიულადაც ერწყმოდეს მის ბუნებრივ სტრუქტურას და აგრეთვე ახდენდეს გვირგვინთა ოკლუზიური შეთანასოვნების აღდგენასაც, წარმოიშვა აუცილებლობა CAD რთული პროგრამული უზრუნველყოფის შექმნის (მოხდა მეორე მოდულის ძირეული მოდერნიზებაც და ცალკეული სპეციფიური პროგრამების თავიდან შექმნა).

4. რესტავრაციების რთული გეომეტრიული ფორმების გათვალისწინებით, მყიფე კერამიკული მასალების ზედმიწევნით ზუსტმა და დელიკატურმა მექანიკურმა

დამუშავებამ, წარმოშვა აუცილებლობა CAM მოდულის მოდერნიზების და სპეციფიურ მოთხოვნებთან ადაპტირების. უნდა მოხდეს მაღალი კლასის მოდულის დამზადება რთული პროგრამული უზრუნველყოფით, ინსტრუმენტების არასიმეტრიული რელიეფური ტრაექტორიის და ბრუნვის სიჩქარის კონტროლისთვის. ამას გარდა, საწარმოო მოდულის მასა-გაბარიტული მახასიათებლები შეზღუდულია, რათა სტომატოლოგიურ კლინიკებსა და ლაბორატორიებში მოსახერხებელი იყოს მისი გამოყენება (Miyazaki 2013; Mörmann 2006).

5. დაბოლოს, სამრეწველო ინდუსტრიისგან განსხვავებით, სტომატოლოგიაში CAD/CAM სისტემის გამოყენებით შექმნილი თითოეული რესტავრაცია ინდივიდუალური და განუმეორებელია, შესაბამისად, დროის და ინტელექტუალური დანახარჯი შეუდარებლად დიდია. მიუხედავად ზემოხსენებული სირთულეებისა, CAD/CAM სისტემამ შეძლო მსოფლიო სტომატოლოგიურ პრაქტიკაში მყარი პოზიციების დაკავება.

## 1.1. CAD/CAM სისტემების ევოლუცია

თანამედროვე CAD/CAM სისტემების შესაძლებლობები \_ ეს ხანგრძლივი ევოლუციის შედეგია, რომელსაც ჯერ არ მიუღწევია თავისი განვითარების მწვერვალისთვის. სტომატოლოგიური ავტომატიზირებული წარმოების სისტემების შექმნა მეოცე საუკუნის 70\_იანი წლებიდან დაიწყო. შემქმნელების წინაშე იდგა შემდგომი გამოწვევები:

- რესტავრაციის კონსტრუირების პროცესის სტანდარტიზირება;
- სუბიექტური, „ადამიანური“ ფაქტორის მინიმუმამდე შემცირება;
- მოხდეს მოდელირებისთვის მკაფიო ციფრული გამოსახულების მიცემა;
- სტომატოლოგიური კონსტრუქციული მასალების სრულყოფა და უნიფიკაცია, აგრეთვე, სპეციალურად CAD/CAM სისტემებისათვის პერსპექტიული მატერიალების შემუშავება;
- კბილთა რესტავრაციების დასამზადებლად, შრომითი და დროითი დანახარჯების შემცირება.

სტომატოლოგიაში CAD/CAM სისტემის პიონერად რამდენიმე პროტოტიპი ითვლება. ყველა მათგანი ევროპასა და ამერიკაში არის შექმნილი. პერსპექტიული იდეების პირველ რეალურ პროდუქტს წარმოადგენდა 1970\_იანი წლების დასაწყისში აშშ\_ში დოქტორ ალტშულერის და დოქტორ იანგის მიერ შექმნილი პროტოტიპი, რომელიც კბილის ზედაპირიდან ლაზერის საშუალებით ჰოლოგრაფიული გამოსახულების მიღების პრინციპით მუშაობდა (Mörmann 2004). თუმცა, აღნიშნულ პროტოტიპს კლინიკურ გამოცდებამდე არ მიუღწევია.

ამავე წლებში, ფრანგმა დოქტორმა ფრანსუა დიურემ CAD/CAM სისტემის პრინციპებზე მომუშავე თავისი პროტოტიპი შექმნა (Duret and Preston 1991). 1971 წლიდან მან დაიწყო CAD/CAM აპარატის შესაქმნელად მუშაობა, რომელსაც შეეძლებოდა ხელოვნური გვირგვინების დამზადება სადექი ზედაპირების ინდივიდუალური ფუნქციური ფორმების გათვალისწინებით. სკანირება ამ

შემთხვევაშიც ლაზერული ჰოლოგრაფიული ოპტიკის საშუალებით ხორციელდებოდა. გვირგვინების პროექტირება ყბის ფუნქციური მოძრაობის გათვალისწინებით ხდებოდა. აპარატს ერთი რესტავრაციის დასამზადებლად საშ. 4 საათი სჭირდებოდა. პირველი პროტოტიპი ფართო საზოგადოებას 1983 წელს საფრანგეთში სამეცნიერო კონფერენცია Sopha Bioconcept – წარუდგინა. მართალია აღნიშნული სისტემა ძალიან ახლოს იყო სტომატოლოგიაში CAD/CAM ტექნოლოგიის კლინიკურ სამუშაო მოდელთან, თავისი ოპერაციული სირთულის გამო მან ვერ პოვა ფართო გავრცელება, თუმცა მნიშვნელოვანი ზემოქმედება მოახდინა მსოფლიოში CAD/CAM სისტემების შემუშავებასა და გავრცელებაზე (Miyazaki and Hotta 2015).

1980-იანი წლების დასაწყისში, ციურიხში, ვერნერ მორმანმა ინჟინერ მარკო ბრანდესტინისთან ერთად შეიმუშავა CEREC (Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramic/CEramic REConsrtuction) სისტემა. სწორედ აღნიშნული სისტემა იქცა სტომატოლოგიაში CAD/CAM ტექნოლოგიის სრულ იდეურ და პრაქტიკულ ხორცმესხმად. იგი ითვლება პირველ რეალურ მოფუნქციონირე აპარატად, რომელმაც როგორც კლინიკურ გამოცდებს, ისე ყოველდღიურ კლინიკურ-ლაბორატორიულ სამუშაოს წარმატებით გაართვა თავი და დანერგილი იქნა სტომატოლოგიურ პრაქტიკაში. 1986 წელს კომპანია Siemens-მა სისტემის წარმოების ლიცენზია მოიპოვა და 1987 წელს მსოფლიოს პირველი კომერციული CEREC I სისტემა წარუდგინა. პირველად, პირის ღრუს შიგნითა სკანირებისთვის CEREC სისტემა იყენებდა სტრუქტურირებულ სინათლეს (ლაზერული ჰოლოგრაფიული სხივის ნაცვლად). აგრეთვე, ფრეზირების აპარატი აღჭურვილი იყო ალმასის დისკებით (ალმასის ბორების ინტეგრაცია მოგვიანებით, სისტემის დახვეწასთან ერთად მოხდა). სპეციალურად შემუშავდა VITABLOCS Mark I კერამიკული ბლოკები, აღნიშნული ელემენტი მოგვიანებით სტანდარტად იქცა ყველა CAD/CAM აპარატისთვის (Luthardt et al. 2002). მიუხედავად იმისა, რომ კერამიკული რესტავრაციების საოკლუზიო ზედაპირების დახვეწა ექიმს მანუალურად, ბორების მეშვეობით უწევდა, სისტემა, კონსტრუქციის კბილის ქსოვილებთან მანამდე არნახულ, ზუსტ კიდობრივ ფორმირებას ახდენდა. სწორედ ამ მიზეზით მან ფართოდ დაიმკვიდრა ადგილი იმ

დროის მსოფლიოს წამყვან (Komine, Blatz, and Matsumura 2010). CEREC-ის შექმნა იყო უდაოდ ინოვაციური, იგი პროპაგანდას უწევდა CAD/CAM ტექნოლოგიის ერთ-ერთ მძლავრ მარკეტინგულ ბერკეტს\_ ე.წ. chair side პრინციპს\_ შექმნილიყო სტომატოლოგიური რესტავრაცია უშუალოდ პაციენტის სავარძელთან.

1994 წელს გაიმართა CEREC 2 სისტემის პრეზენტაცია. იგი წარმოადგენდა მის წინამორბედთან შედარებით საგრძნობლად გაუმჯობესებულ ვერსიას. სისტემა მუშაობდა ორგანოზომილებიან ორგანოზომილებიან პროგრამულ მოდელზე, ფრეზირების მოდულში, არსებული ორი დისკიდან ერთი შეიცვალა ალმასის ბორით, რამაც საგრძნობლად გააუმჯობესა გვირგვინების ფრეზირების ხარისხი. თუმცა ორგანოზომილებიან გამოსახულებასთან მუშაობა კვლავ დიდ სირთულეს წარმოადგენდა და მაგ. კბილთა ბორცვების სიმაღლის და ფისურების სიღრმის ზუსტი განსაზღვრა რთულ მათემატიკურ გამოთვლებთან იყო დაკავშირებული. CEREC 2 სისტემის გამოსვლამ ხელი შეუწყო სტომატოლოგიაში CAD/CAM ტერმინის სწრაფ გავრცელებას (Touati, Miara, and Nathanson 2000; Mörmann 2004).

1994 წელს CEREC სისტემა შეიძინა კომპანია Sirona\_მა. სწორედ მან შეძლო სისტემის სრული პოტენციალის გამოვლენა და 2000 წელს მსოფლიოს წარუდგინა თვისობრივად სრულიად ახალი CEREC 3 სისტემა. მისი პირველი საცდელი პროტოტიპები 2D ტექნოლოგიაზე მუშაობდნენ, 2003 წელს კი ვირტუალური სამგანზომილებიანი სისტემის შემუშავების შემდეგ კომერციული გაყიდვები დაიწყო. იზომეტრიის გამოჩენა CEREC 3 სისტემაში ნამდვილ რევოლუციად იქცა ციფრულ სტომატოლოგიაში და მომავალში შექმნილი ავტომატიზირებული სისტემების ფუნქციურ ეტალონად იქცა. დაიხვეწა სისტემის პროგრამული უზრუნველყოფა, გაიზარდა მისი მუშაობის ხარისხი და შემუშავდა მარტივი, მომხმარებელთათვის მოსახერხებელი ინტერფეისი (user-friendly interface). CAM მოდულში მოხდა ორი განსხვავებული ფორმის და დიამეტრის ალმასის ბორის ინტეგრირება, რამაც აგრეთვე საგრძნობლად გაზარდა სისტემის მუშაობის სიზუსტე და შესაძლებლობები. შესაბამისად გაფართოვდა სამუშაო მატერიალების სპექტრი. მოგვიანებით, 2007 წელს

მოხდა ფრეზირების აპარატის განახლება\_ გამოვიდა სისტემა **MC XL**, 2009 წელს კი კომპანია SIRONA\_მა შექმნა გამოსახულების მიღების სრულიად ახალი სისტემა და სტომატოლოგიურ ბაზარზე გამოვიდა **CEREC BlueCam** ინტორალური სკანერი, რომელიც გამოსახულების მიღებას მოკლეტალღური ლურჯი სხივების მეშვეობით ახდენდა. აღსანიშნავია, რომ წინა, 3D კამერასთან შედარებით მისი ეფექტურობა რამდენჯერმე გაიზარდა. 2010 წლიდან სისტემამ ახალი პროგრამული უზრუნველყოფა მიიღო, რის შემდეგაც გამარტივდა ინდივიდუალური რეკონსტრუირება დაზიანებული და ანტაგონისტის არმქონე კბილების ოკლუზიურ წონასწორობაში მოსაყვანად. აღნიშნული სისტემის ფუნქციონირების ეფექტურობა დადებითად იქნა შეფასებული ინტერდისციპლინური კვლევითი ჯგუფის მიერ დოქტორ ალბერტ მელის და დოქტორ ფოლკერ ბლანცის ხელმძღვანელობით (Prof. Dr. Albert Mehl, University of Zurich; Prof. Dr. Volker Blanz, University of Siegen). 2011 წელს ოფიციალურად იქნა წარდგენილი CEREC 4, რომელიც ძველი აპარატის ბაზაზე განახლებულ პროგრამულ უზრუნველყოფას, მუშაობის ახალ ალგორითმებს და სისტემის ციფრული ოპერირების ელემენტების დახვეწას მოიცავდა. 2012 წელს შეიქმნა ინტორალური სკანირების ახალი აპარატი **CEREC Omnicam camera**, რომელიც ექიმ ორთოპედს ბუნებრივი ფერების შენარჩუნებით, სპეციალური კონტრასტული ფხვნილის გარეშე, მაღალი სიზუსტის გამოსახულების მიღების საშუალებას აძლევს.

CEREC სისტემის განვითარების პარალელურად, შეიქმნა მრავალი სხვა CAD/CAM სისტემა. სტომატოლოგიაში აღნიშნული სახის სისტემების შექმნა უკვე კომპანიათა შორის ტექნოლოგიური კონკურენციის საგანს წარმოადგენდა, რის შედეგადაც CEREC სისტემა უკვე აღარ მოიაზრება ბაზრის არც ლიდერად და არც ყველაზე განვითარებულ CAD/CAM ტექნოლოგიად. თუმცა მისი ისტორიული წვლილი ავტომატიზირებული სტომატოლოგიური ტექნოლოგიების განვითარებაში, შეუფასებელია და მას ყველაზე გამორჩეულ CAD/CAM სისტემად აქცევს (Eichberger and Kappert 2009).

სტომატოლოგიური ავტომატიზირებული წარმოების ბაზარზე გაჩნდა მრავალი წარმატებული CAD/CAM მოდელი. მათგან ფუნქციური სრულყოფილებით და მრავალფეროვანი შესაძლებლობებით აღსანიშნავია კომპანია Schuetz Dental\_ის მიერ შექმნილი სისტემა **Tizian Cut 5**\_ხუთდერძიანი ფრეზირების და მრავალელემენტური მეტალის კონსტრუქციების დამზადების შესაძლებლობით, აგრეთვე აღსანიშნავია **E4D** სისტემა (E4D Technologies, ტექსასი, აშშ), სისტემა **ARCTICA** (KaVo Dental GmbH, ბავარია, გერმანია), **Procera** (Nobelbiocare, შვედეთი), **M6 WET HEAVY METAL** (ZirkonZahn, გერმანია) [რომელსაც შეუძლია ტიტანის კონსტრუქციების და აგრეთვე ტიტანის ინდივიდუალური აბატმენტების დამზადება, შემდეგი ანოდირებით (ესთეტიკური პარამეტრების გასაზრდელად) და სხვა.

მაღალტექნოლოგიური CAD/CAM სისტემების შექმნის პარალელურად, ხდებოდა აღნიშნული სისტემებისთვის ახალი სტომატოლოგიური მასალების შექმნა და განვითარება. სისტემების თავისებურებების და ორთოპედიული მკურნალობის მიმართ გაზრდილი მოთხოვნების შესაბამისად, შეიქმნა ორთოპედიული მატერიალების მთელი გამა. აღნიშნული მასალები ორთოპედიული მკურნალობის ახალ ხარისხობრივ და ესთეტიურ სტანდარტს განსაზღვრავენ. ამავე დროს, თავის მხრივ, ახალი შექმნილი მასალები მოითხოვდნენ განსაკუთრებულ დამუშავებას, აღნიშნული ფაქტორი კი დიდ ბიძგს აძლევდა სტომატოლოგიაში ავტომატიზირებული პროექტირების და წარმოების სისტემების განვითარებას (Raigrodski and Chiche 2001; Raigrodski 2004).

XX საუკუნის 80\_იან წლებში, ოქროზე ფასის მკვეთრად გაზრდის გამო, მოხდა ორთოპედიულ კონსტრუქციებში ნიკელ-ქრომის შენადნობის გამოყენება. რამაც პაციენტთა გარკვეულ ნაწილში გამოიწვია შეუგუებლობა აღნიშნული შენადნობის მიმართ. ამიტომაც მეცნიერებმა გადაწყვიტეს, რომ გამოსავალი ტიტანის გამოყენებაში მდგომარეობდა. თუმცა, სტომატოლოგიაში მის აქტიურად გამოყენებას ხელს უშლიდა სირთულეები, დაკავშირებული იყო მის ჩამოსხმასთან და ფორმირებასთან. დოქტორმა ანდერსონმა მოახერხა აღნიშნული პრობლემის გადაწყვეტა ტიტანის

კარკასების დამზადებისას ნაპერწკლოვან-ეროზიული დამუშავების მეთოდის გამოყენებით (Andersson et al. 1996). აღნიშნული ფაქტი წარმოადგენდა ტიტანის დასამუშავებლად CAD/CAM სისტემის გამოყენების პირველ პრეცედენტს (Procera, AllTitan). პროფესორ ანდერსონის და ბერგმანის მიერ შექმნილი შვედური სისტემა Procera სტომატოლოგიურ ბაზარზე პირველად 1996 წელს იქნა წარდგენილი და მაშინვე დიდი პოპულარობა მოიპოვა (Loevgren et al. 2000; Smedberg et al. 1998; Lin et al. 2009; Milleding et al. 2015; Oden et al. 2008). პირველ ხანებში სისტემა მხოლოდ ტიტანის კონსტრუქციების დასამზადებლად გამოიყენებოდა, მისი ფრეზირების მოდულის თავისებურების გამო, რომელსაც შეეძლო სპეციალური ელექტროდის გამოყენებით ნაპერწკლოვან-ეროზიული დამუშავების მეთოდით ტიტანის გვირგვინების დამზადება. მოგვიანებით, სისტემა Procera გახდა ერთ-ერთი ყველაზე მრავალფუნქციური და მძლავრი მოდელი, რის გამოც იგი სამართლიანად ითვლება მსოფლიო ბაზარზე სტომატოლოგიური CAD/CAM აპარატების ერთ-ერთ ყველაზე გამორჩეულ ლიდერად (Karl 2015; Oden, Krystek-Ondracek, et al. 2008). აღსანიშნავია ის ფაქტიც, რომ Procera გახდა ე.წ. „აუტოსორსინგის“ პრინციპზე მომუშავე პირველი CAD/CAM სისტემა.

1980-იანი წლების მეორე ნახევარში წამყვანმა იაპონელმა მეცნიერებმა დაიწყეს მუშაობა საკუთარი CAD/CAM სისტემის შესაქმნელად (Kimura, Kawanaka, Watanabe, et al. 1988; Hikita and Uchiama 1990; Tsutsumi, Fukunda, and Tani 1997). რამდენიმე პროტოტიპი შემუშავდა და უკვე ხელმისაწვდომი იყო შიდა ბაზრისთვის. მაგრამ შეიქმნა გაუთვალისწინებელი პრობლემა\_ მიუხედავად რამდენიმეწლიანი მუშაობის შედეგად აღნიშნულ სფეროში მიღწეული წარმატებებისა, იაპონური CAD/CAM სისტემების განვითარებას ხელი შეუშალა ახალმა სადაზღვევო კანონმა, რომლის მიხედვითაც პაციენტთა სტომატოლოგიური მომსახურება მნიშვნელოვნად გახდა დამოკიდებული სამედიცინო დაზღვევაზე, სადაზღვევო კომპანიები კი ყოველმხრივ ეწინააღმდეგებოდნენ კლინიკებში ავტომატიზირებული სისტემების გამოყენებას (Aoki, Fujita, and Nishina 1986). მწარმოებელი კომპანიებისთვის კომერციულად წამგებიანი გახდა პროექტი, მოხდა მისი შემდგომი შემუშავების/ტექნოლოგიური

სრულყოფის რამდენიმე წლით გადადება, რის შედეგადაც ერთ-ერთ ყველაზე განვითარებულ ქვეყანაში CAD/CAM ტექნოლოგია მნიშვნელოვნად ჩამორჩება მის დასავლელ ანალოგებს.

CAD/CAM სისტემის განვითარების მნიშვნელოვან სტიმულად იქცა ახალი კერამიკული მასალების შემუშავება, რომლებიც პასუხობდნენ ორთოპედიულ სტომატოლოგიაში მაღალ ესთეტიურ და ფიზიკურ მოთხოვნებს. CAD/CAM სისტემა, რომელსაც სტომატოლოგიურ ლაბორატორიებში ჩასატარებელი სამუშაოები უნდა ჩაენაცვლებინა, თვითონ გადაიქცა მასიურ ლაბორატორიულ წარმოებად. გაიზარდა სისტემის მიერ შესასრულებელი სამუშაოების რაოდენობა და კონსტრუქციული მასალების სპექტრი. შემუშავდა ახალი მსხვილი CAD/CAM სისტემები, როგორცაა Procera (შვეიცარია), KaVo EVEREST (გერმანია), Lava (გერმანია), HintElls (გერმანია) და სხვა. აღნიშნულ სისტემებს უკვე შეეძლოთ ოქსიდურ კერამიკულ მასალებთან მუშაობა, ზოგიერთ მათგანს კი სხვადასხვა სახის მეტალებთან, მათ შენადნობებთან და დამხმარე მასალებთან.

CAD/CAM ტექნოლოგიის პოპულარიზაციას და ექიმ-სტომატოლოგებში მის მაღალ შეფასებას ხელი შეუწყო სისტემის ორგანოზომილებიანი მოდელიდან იზომეტრულ მოდელზე გადასვლამ, რამაც ექიმებს სისტემის მონიტორზე, დასამზადებელი ორთოპედიული კონსტრუქციის სრული მასშტაბით ვიზუალიზაციის და რესტავრაციის კონსტრუირების კონტროლის საშუალება მისცა.

ჩვენს დროში CAD/CAM სისტემების რაოდენობა, მათი შესაძლებლობები და შესრულებული სამუშაოს ხარისხი მუდმივად იზრდება (Lawson et al. 2019).

## 1.2. სტომატოლოგიური CAD/CAM სისტემების შემადგენელი მთავარი მოდულები და მათი მუშაობის ეტაპები

არსებული CAD/CAM სისტემების უმრავლესობა ძირითადად დიფერენცირდება პირის ღრუდან სამგანზომილებიანი გამოსახულების მიღების ტიპით, აგრეთვე სხვადასხვა კონსტრუქციების დამზადების სპექტრით და სტომატოლოგიური მასალების გამოყენების შესაძლებლობებით. ყველა CAD/CAM სისტემა შედგება 3 მთავარი ფუნქციური მოდულისგან, ესენია:

1. სკანირების მოდული – გამოიყენება პირის ღრუში ჩვენთვის საინტერესო ობიექტების ციფრული პარამეტრების მისაღებად, ასეთია მაგ. საპროთეზო ველი და ანტაგონისტი კბილები. ამ ფუნქციის შესასრულებლად გამოიყენება სხვადასხვა ტიპის სკანერები, რომლებიც შეიძლება იყვნენ როგორც ციფრული, ისე ოპტიკური, შესაბამისად მიღებულ გამოსახულებებს ეწოდებათ ციფრული ანაბეჭდი და ოპტიკური ანაბეჭდი.

2. CAD მოდული – წარმოადგენს რთულ პროგრამულ პაკეტს, რომელსაც შეუძლია მიღებული ანაბეჭდის სამგანზომილებიან სივრცეში ციფრული ვიზუალიზაცია და ინდივიდუალური ბიომიმეტიკური პარამეტრების გათვალისწინებით ექიმისთვის სასურველი კონსტრუქციის ვირტუალური მოდელირება.

3. CAM მოდული – იგი წარმოადგენს სისტემის ბოლო რგოლს და გამოიყენება რესტავრაციების ავტომატურ რეჟიმში დასამზადებლად. ფრეზირების ამგვარი მოდულების უპირატესობა მდგომარეობს სტანდარტიზირებული სტომატოლოგიური მასალებიდან ციფრული პროგრამული მართვის (Computer Numerical Control) მეშვეობით სასურველი რესტავრაციის მიღება. პროგრამულ მართვაში ხდება მოდელირებული კონსტრუქციის ინტეგრირება, რაც სისტემას ზეზუსტი რესტავრაციის მიღების საშუალებას აძლევს. თუმცა, სისტემის ფუნქციონირების ოპტიმიზაციისთვის, ხდება მუშაობის ახალი პრინციპების შემუშავება, ისეთი

როგორცაა სწრაფი პროტოტიპირების სისტემა, სელექციური ლაზერული ბეჭდვა (SLS) და სხვა (Luthard, Rudolph, and Sandkuhl 2011).

ავტომატიზირებული წარმოების მოდულები (CAM) სხვადასხვა ტიპის და ალგორითმით მომუშავე ფრეზირების აპარატებითაა აღჭურვილი. მას გაგზავნილი ციფრული ინსტრუქციების ზედმიწევით ზუსტად შესრულების უნარი აქვს (Schunke 2018). ზოგადად, პროგრამული უზრუნველყოფა სისტემის შემადგენელი სხვადასხვა ელემენტის ერთმანეთთან დაკავშირებას და კოორდინირებულ მუშაობას უზრუნველყოფს, ის ამღვეს სიცოცხლეს მთელ სისტემას. შეიძლება ითქვას, რომ ამა თუ იმ CAD/CAM სისტემის კონკურენტულობას არა მხოლოდ მისი შემადგენელი ფიზიკური მოდულები (Hardware) განაპირობებს, არამედ სპეციალურად მათთვის შემუშავებული რთული პროგრამული უზრუნველყოფები (Software). ხშირ შემთხვევაში კონკრეტული მოდელის ეფექტური მუშაობის ხარისხს აღნიშნული ციფრული უზრუნველყოფა განაპირობებს და არა უბრალოდ ფრეზირების ელემენტების რაოდენობა შესაბამის მოდულში. აგრეთვე სისტემების ინდივიდუალურობა სწორედ რომ მათი ციფრული პარამეტრებით განისაზღვრება და ზოგადად, CAD/CAM ტექნოლოგიის განვითარების ტენდენცია გვაჩვენებს, რომ აღნიშნულ სისტემებში მათ ციფრულ მხარეს აქვს დომინანტის სტატუსი. ეს თვალნათლივ დადასტურდა როდესაც 2011 წელს კომპანია SIRONA\_მა თავისი სისტემა CEREC\_ის ახალი თაობა სწორედ ახალი, მძლავრი პროგრამული უზრუნველყოფის სახით გამოუშვა.

მოუხსნელი ორთოპედიული კონსტრუქციების ტრადიციული მეთოდით დამზადების მსგავსად, CAD/CAM სისტემის გამოყენების შემთხვევაშიც, პირველ ეტაპს მკურნალობის დაგეგმვა, ამა თუ იმ კონსტრუქციის და შესაბამისი მასალის გამოყენების განსაზღვრა წარმოადგენს (Guazzato et al. 2004). თანამედროვე ოქსიდური კერამიკის სიმტკიცის გათვალისწინებით, რომელიც მიახლოებულია მეტალის მაჩვენებლებთან, მათი გამოყენების ჩვენებაც მაქსიმალურადაა მიახლოებული მეტალოკერამიკული კონსტრუქციის დამზადების ჩვენებებთან. CAD/CAM სისტემის

გამოყენებით მკურნალობის დროს, კბილების მომზადების პრინციპები შეესაბამება კბილთა მაგარი ქსოვილების პრეპარირების კლასიკურ კანონებს და მიმართულია მინიმალური ინვაზიურობის პირობებში მაქსიმალური რეტენციის მიღწევისკენ (Thomas 2016). აგრეთვე, შესაბამისი კონსტრუქციული მასალისთვის უნდა მოხდეს ადექვატური სივრცის დატოვება (Moldovan et al. 2011). ავტომატიზირებული სისტემის გამოყენებისას, მაგარი ქსოვილების პრეპარირების განსხვავება კი განპირობებულია შემდეგი თავისებურებებით:

- კბილის სკანირების პროცესი, რომელიც მოითხოვს ზედმიწევნით ზუსტ პრეპარირებას კარგად გამოხატული კიდეებით, კედლის დივერგენციის ან კონვერგენციის რეკომენდირებული კუთხეების ზუსტ დაცვას, პრეპარირებული არის სიღრმის დაცვას (სკანირების სიღრმე ჩვეულებრივ შეზღუდულია 1 სმ\_მდე.)
- კონსტრუქციული მასალები, რომლებიც მოითხოვენ პრეპარირების სისქის და ფორმის ზუსტ დაცვას
- რესტავრაციის ფრეზირების ეტაპზე, არსებული ფრეზის სამუშაო ნაწილის დიამეტრის და სიგრძის გათვალისწინება.

CAD/CAM სისტემის მოდულების შესაბამისად, კომპიუტერული ტექნოლოგიებით რესტავრაციების დამზადების ძირითად ეტაპებს წარმოადგენს:

- ციფრული ანაბეჭდის მიღება, რომელიც წარმოადგენს ჩვენთვის საჭირო ობიექტის ციფრული პარამეტრების რეგისტრაციის კომპლექსს. რესტავრაციის სახის, მოცულობის და სირთულის მიხედვით ეს შეიძლება იყოს კბილის პრეპარირებული ღრუები (ჩანართებისთვის გამზადებული), სხვადასხვა ტიპის ტაკვები, მეზობელი და ანტაგონისტი კბილები და მათი კომბინაცია. როგორც წესი, სისტემა აწარმოებს ციფრული ინფორმაციის მასიურ შეკრებას და უმეტეს შემთხვევაში ხდება როგორც სარესტავრაციო არის, ისე მეზობელი, ანტაგონისტი და ზოგჯერ ანტაგონისტი კბილის/ების მეზობელი კბილების ჩართვაც ციფრულ გამოსახულებაში. აღნიშნული მასშტაბით მიდგომა აუცილებელია ზედმიწევნით ზუსტი, ხარისხიანი რესტავრაციის ჩასატარებლად, რის გარანტსაც CAD/CAM სისტემით მკურნალობა წარმოადგენს.

ციფრული ანაბეჭდის მისაღებად გამოიყენება სისტემის პირველი მოდულის შემადგენელი აპარატები, ჩვეულებრივ, სხვადასხვა ტიპის და განსხვავებულ ალგორითმზე მომუშავე სკანერები, რომელთაც შეუძლიათ სივრცული რელიეფური ზედაპირის მაღალი სიზუსტის ციფრული ანაბეჭდის აღება.

- მიღებული ციფრული ინფორმაციის ავტომატური და ნახევრადავტომატური დამუშავება, ეკრანზე კბილების ზედაპირის რეკონსტრუქცია, დასამზადებელი რესტავრაციის შესაბამისობაში მოყვანა, ოკლუზიაში ავტომატური გასწორება (ეს ის პუნქტია, სადაც უმეტეს CAD/CAM აპარატებში გარე ჩარევა დაშვებული არ არის), საჭიროების შემთხვევაში გარკვეულ პარამეტრებში ექიმის მიერ კორექტივების შეტანა, კონსტრუქციის მოდელირება და მისი გადაგზავნა სისტემის შემდეგ მოდულში.
- ფრეზირების აპარატში, ვირტუალურად მოდელირებული კონსტრუქციის ზეზუსტი დამზადება (თანამედროვე სისტემებში საერთო ცდომილება არ აღემატება 10 მიკრონს (Thomas 2016).

CAD/CAM სისტემის ძირითადი მოდულები შეესაბამებიან წარმოების ეტაპებს, თუმცა ზოგ შემთხვევაში ისინი შეიძლება გაერთიანებულეები იყვნენ ერთ ბლოკში (Luthardt et al. 2002).

განხვავებულია კონსტრუქციის დამზადების ეტაპები ე.წ. CAM აპარატებში, რომლებშიც ვირტუალური მოდელირების პროგრამა არ გვხვდება. კონსტრუქციის მოდელირება სხვადასხვა მასალის გამოყენებით ხდება კბილის ტექნიკოსის მიერ, შემდგომ მისი დასკანერება და CAM მოდულში ფრეზირების ინიცირება.

### 1.3. ციფრული ანაბეჭდის მიღება. ზედაპირის პროფილის განსაზღვრის კონტაქტური და უკონტაქტო მეთოდები

ზედაპირის შესახებ ინფორმაციის მიღების გზები, მეთოდები და ალგორითმები სხვადასხვა CAD/CAM სისტემაში ძლიერ განსხვავებულია (Witkowski 2005). აუცილებელია გამოვყოთ პირდაპირი (პირშიგნითა) და არაპირდაპირი სკანირება (მოდელირებული რესტავრაციიდან ინფორმაციის მიღება). ამ მიზნებისთვის გამოიყენება 3D სკანერი. ეს არის მოწყობილობა, რომელიც ახდენს ფიზიკური ობიექტის გაბარიტების (მოცემულ უზანზე) და ზედაპირის პროფილის დეტალურ სკანირებას, რომლის მიხედვითაც დგება აღნიშნული ობიექტის ზუსტი 3D მოდელი. ამ პროცესს აგრეთვე პროფილომეტრიის სახელითაც მოიხსენიებენ. პროცესის არსი მდგომარეობს ზედაპირის (რომელსაც ციფრული გამოხატულება აქვს) პროფილის შესახებ ციფრული ინფორმაციის მიღებაში. ინტრაორალური სკანერების ახდენენ რა პირის ღრუში ობიექტების პირდაპირ სკანირებას, გამოირჩევიან დიდი სიზუსტით მათ სტაციონარულ ანალოგებთან შედარებით, რომლებიც სკანირებას ექიმის მიერ აღებული ანაბეჭდიდან, კბილის ტექნიკოსის მიერ დამზადებული მოდელისგან იღებენ, შესაბამისად მეტია „ადამიანური ფაქტორით“ გამოწვეული უზუსტობის რისკი (Wiedenmann et al. 2020). თუმცა, პირდაპირი ციფრული ანაბეჭდის მიღებაც არ არის მოკლებული რისკებს, რომლებიც დაკავშირებულია ექიმის ხელის ზედმიწევნით უმოძრაოდ გაჩერებასთან, სკანერის დამცავი მინის დაორთქვლასა და დაბინძურებასთან, ნერწყვის გამო პირის ღრუდან ანაბეჭდის მიღების სირთულესთან (3D სკანერის ზოგიერთი მოდელის შემთხვევაში). CAD/CAM ტექნოლოგიის კონცეფციის ერთერთი მთავარი პუნქტის, რესტავრაციების “chair-side” (პაციენტის სავარძელთან) პრინციპით დამზადება, მხოლოდ ინტრაორალური სკანერის მქონე CAD/CAM სისტემის საშუალებითაა შესაძლებელი.

აღსანიშნავია, რომ CAD/CAM სისტემების უმეტესობას არ გააჩნია საკუთარი ინტრაორალური სკანირების აპარატი, არამედ ამ ნაწილის ღია პროგრამული უზრუნველყოფა (open source) საშუალებას იძლევა სისტემაში ინტეგრირდეს მესამე

მხარის მიერ წარმოებული ინტრაორალური სკანერები (მაგ. Schuetz dental\_ის Tizian Smart Cut 5 სისტემასთან 3 Shape\_ის ინტრაორალური სკანერის ინტეგრირება). აგრეთვე ზოგიერთი სისტემა საშუალებას იძლევა საკუთარი სკანერის ჩანაცვლებისაც მესამე მხარის მიერ შემუშავებული სკანერით. ამ შემთხვევაში, CAD/CAM აპარატის მწარმოებელი ცდილობს სკანირების მოდულის მაქსიმალურად განვითარებასა და დახვეწას, რათა მყიდველისთვის მისი ჩანაცვლება არააქტუალური იყოს.

როგორც აღვნიშნეთ, არაპირდაპირი სკანირება ხორციელდება სტაციონარული სკანერით. მართალია ამ მეთოდით შეუძლებელია „chair side“ პრინციპით მკურნალობის ჩატარება, მაგრამ მასაც გააჩნია რამდენიმე მნიშვნელოვანი უპირატესობა, რაც ინტრაორალურ სკანერებს მათი ნიშის სრულად დაკავების საშუალებას არ აძლევს:

1) სტაციონარული სკანერი იძლევა გამოსახულების უფრო დიდი სიზუსტით მიღების საშუალებას, ამ დროს გამორიცხულია სხვადასხვა ხელისშემშლელი ფაქტორი, რომელსაც პირის ღრუში სკანირებისას აქვს ადგილი (ბუნებრივი კბილის მინანქრის შექამრეკლობა, ბიოლოგიური სითხეები, ექიმის ხელის „მიკრომოდრაობები“/ ხელის კანკალი).

2) სტაციონარული სკანერი აღჭურვილია რამდენიმე კამერით, ხდება ობიექტის ავტომატურ რეჟიმში მრავალი რაკურსით დასკანერება, რაც ზრდის სიზუსტეს და ამცირებს ციფრული გამოსახულების მიღების დროს.

3) ინტრაორალური სკანერისგან განსხვავებით, არ არის შეზღუდვა ზომებზე. სხვადასხვა ნიშნის მიხედვით არსებობს სკანერების კლასიფიკაციის რამდენიმე ვარიანტი. სკანირების ობიექტთან დამოკიდებულების მიხედვით შეიძლება გამოვყოთ კონტაქტური და უკონტაქტო მეთოდები.

კონტაქტური მეთოდი დამყარებულია გამოსაკვლევ ობიექტთან სკანერის პირდაპირ ფიზიკურ კონტაქტთან, რომელიც ხორციელდება სპეციალური მოწყობილობების,

ტექტილური სენსორების საშუალებით („დიჯიტალიზაცია“, სხვადასხვა ტიპის ზონდები, პიეზოსენსორები). ისინი ობიექტის სამგანზომილებიან კოორდინატებს გადასცემენ კომპიუტერს (შესაბამის პროგრამულ უზრუნველყოფას). ტექტილური სენსორები ქმნიან ე.წ. „სივრცით ბადეს“, ხდება საყრდენი წერტილების და საწყის კოორდინატებთან შედარებით მათი დამოკიდებულების განსაზღვრა (Kern and Luthardt 2009). მეთოდის უარყოფით მხარეს წარმოადგენს პროცესის ხანგრძლივი მიმდინარეობა, ზედაპირის შიდა კუთხეების სკანირების სირთულე და კონტაქტური სკანერების პაციენტის პირის ღრუში გამოყენების შეუძლებლობა. თუმცა, ამ ტიპის სკანერების მნიშვნელოვანი უპირატესობაა მათი მაღალი სიზუსტე, რომელიც არ არის განათებაზე და ობიექტის შუქამრეკლობის მაჩვენებელზე დამოკიდებული (Lövgren et al. 2000). აგრეთვე, პროცესი პროგრამულად მარტივია, მიღებული ფაილების მოცულობა კი მცირე, რაც ამ მეთოდის CAD/CAM სისტემების უფრო ბიუჯეტურ მოდელებში გამოყენების საშუალებას იძლევა. აღნიშნული პრინციპით მომუშავე აპარატებში, ავტორების უმეტესობა აღნიშნავს Procera-ის ფორმის კონტაქტური სკანერების \_Procera Forte და Procera Piccolo-ის მაღალ სიზუსტესა და ეფექტურობას. უკონტაქტო მეთოდით ხორციელდება ობიექტის ოპტიკური ან ლაზერული სკანირება. უკონტაქტო სკანირების აპარატები თავის მხრივ, იყოფიან აქტიურ და პასიურ სკანერებად. აქტიური სკანერი გამოასხივებს და ობიექტისკენ მიმართავს სხვადასხვა სიხშირის ტალღებს (ყველაზე ხშირად სინათლის ან ლაზერის სხივი), არეკლილი ტალღების მიხედვით კი ახდენს ობიექტის ზედაპირის ანალიზს.

პასიური სკანერის შემთხვევაში არ ხდება არაფრის გამოსხივება, არამედ იგი წარმოადგენს ერთგვარ მიმღეობით ველს, გარემოდან ობიექტზე დაცემული და არეკლილი სინათლის სხივის საშუალებით ახდენს მისი პარამეტრების რეგისტრაციას. ამ ტიპის სკანერების უმეტესობა აღმოაჩენს მხოლოდ ხილულ სინათლეს, რაც ბუნებრივია მათი მუშაობის პრინციპიდან გამომდინარე (Fischer, Weber, and Marx 2003) გამოსახულების მიღების მიხედვით შეგვიძლია გამოვყოთ ფოტომეტრიული მეთოდი, სინათლის სხივით წერტილოვანი სკანირება, სინათლის სხივის ზოლით სკანირება, გამოსახულების მიღება ჰოლოგრაფიული მეთოდით.

**ფოტომეტრიული მეთოდი** დაფუძნებულია ობიექტზე სხვადასხვა რაკურსით გადაღებული ფოტომასალიდან სამგანზომილებიანი მოდელის შექმნაზე. მეთოდის უპირატესობას წარმოადგენს მოცულობითი ობიექტების გეომეტრიის შესახებ ინფორმაციის მიღების შესაძლებლობა, უარყოფით\_კამერების შესაბამისი რაკურსით განთავსების და საკვანძო წერტილების გამოვლენის სირთულე.

**სინათლის სხივით წერტილოვანი სკანირება** წარმოადგენს აქტიური სკანირების მეთოდს. ამ მეთოდის გამოყენებით ხდება ობიექტის მრავლობითი სკანირება, მიღებული „მოცულობითი ღრუბელი“ აფორმირებს ობიექტის ფორმას, ზომას და მოცულობას. აგრეთვე შესაძლებელია ობიექტის ზედაპირის თითოეულ სეგმენტამდე ზუსტი მანძილის გაზომვა.

**სინათლის სხივის ზოლით სკანირება** აგრეთვე აქტიურ მეთოდს მიეკუთვნება, წინა მეთოდისგან განსხვავდება დროის ერთეულში უფრო დიდი მოცულობის ინფორმაციის მიღებით, იქიდან გამომდინარე რომ ხდება არა ერთი, არამედ სინათლის სხივის ზოლის გაყოლებით ზედაპირის მრავალი წერტილის რეგისტრაცია.

**ჰოლოგრაფიული მეთოდი** დაფუძნებულია შემდეგ პრინციპზე: სინათლის სხივი დიფრაქციული მესერის გავლის შემდეგ, ობიექტის ზედაპირზე წარმოქმნის ჰოლოგრაფიულ ბეჭედს, რომლის საშუალებითაც ხდება ზედაპირის პროფილის შესახებ ინფორმაციის მიღება. ზედაპირის სიმრუდის მიხედვით ხდება ჰოლოგრაფიულ ბეჭედებს შორის მანძილის ცვლილება.

თანამედროვე CAD/CAM სისტემებში მასკანირებელი სხივის მიხედვით უპირატესად გვხვდება ორი ტიპი\_ სტრუქტურირებულ სხივზე და ლაზერზე დაფუძნებული სკანირება.

## სტრუქტურირებულ სხივზე დაფუძნებული სკანირება

აღნიშნული მეთოდის რეალიზება ხდება ზედაპირზე სხივის პერიოდული, ცვალებადი სტრუქტურით პროექცირებით (ხილული სინათლე ზოლების სახით), რომლის დროსაც ხდება ზედაპირზე სხივის დაცემის კუთხის, სინათლის ზოლის ინტენსივობის და განშლის ცვლილება (ცალკეული მოდელების შემთხვევაში). მეტი სიზუსტის უზრუნველსაყოფად ხდება ერთმანეთის მიმართ განსაზღვრული კუთხით მდებარე სპეციალური ფოტოსენსიტური სენსორების გამოყენება. ობიექტის ფორმის განსაზღვრა ხდება თითოეული სენსორისგან მიღებული მონაცემების სუპერპოზიცირებით. აღნიშნულ სისტემაში დეტექტორებად გამოყენება CCD-კამერები (Charge Coupled Devices). მეთოდის უპირატესობად მიჩნეულია სკანირების უკონტაქტო მეთოდი, დიდი სიჩქარე და მაღალი სიზუსტე (ობიექტზე სინათლის სხივის ერთ გატარებაზე 100 000 წერტილზე მეტის რეგისტრირება ხდება). ხილული სინათლის გამოყენებით სკანირების ერთერთ პრინციპს წარმოადგენს CEREC სისტემაში გამოყენებული ტრიანგულაციის მეთოდი. ობიექტზე დაცემული და არეკლილი სხივები ქმნიან გარკვეულ კუთხეს. თუმცა აღნიშნული პრინციპით რთულდება ზედაპირის ვერტიკალური პროფილის სკანირება, რა შემთხვევაშიც გამოიყენება კოლინეარული ტექნოლოგია (როდესაც დაცემული და არეკლილი სხივები მიმართული არიან ერთი ღერძის გასწვრივ). ამ მეთოდით თავიდან არის აცილებული ზედაპირის ვერტიკალური მონაკვეთების დაჩრდილვა, თუმცა ადგილი აქვს დახრილი პროფილის სკანირების ხარისხის მნიშვნელოვან გაუარესებას, რადგან ხდება საყრდენ წერტილებს შორის მანძილის გაზრდა (Kern and Luthardt 2009). აღნიშნული თავისებურებების გამო, თანამედროვე სისტემებში ავტომატურ რეჟიმში ხდება სკანირების ორივე მეთოდის კომბინირებული გამოყენება. სკანირების გაზომვის დრო მერყეობს რამდენიმე წამიდან 8-10 წუთამდე (მთლიანი მოდელის ან ყბის შემთხვევაში). სიზუსტე ვარირებს 10\_დან 40-45 მიკრონამდე. ექსტრაორალური სკანირება ხასიათდება მაღალი სიზუსტით, რაც დაკავშირებულია დასხივების რაკურსების გაზრდასთან. ინტრაორალური სკანირებისას კი აღნიშნული ფაქტორის

კომპენსირება ხდება დროის იმავე ერთეულში, სხვადასხვა კუთხით გადაღებული გამოსახულებების რაოდენობის გაზრდით.

სტრუქტურირებული სინათლის გამოყენების უარყოფითი მხარეებია განათებაზე და ობიექტის შუქამრეკლობის მახასიათებელზე დამოკიდებულება (Apel, Höland, and Peschke 2010). აგრეთვე აუცილებელია მიღებული ფაილების პოსტპროცესინგი. იმის გათვალისწინებით, რომ სკანირების ხარისხი პირდაპირ არის დამოკიდებული ობიექტის შუქამრეკლობის ხასიათზე, ყველა მბრწყინავი ობიექტი (პირის ღრუში კბილთა გვირგვინები) უნდა დაიფაროს ზედაპირის სიკაშკაშის საწინააღმდეგო სპეციალური სხივამრეკლი საშუალებით. ამ საკითხთან დაკავშირებით არსებობს CAD/CAM სისტემების უკანასკნელი მიღწევები, რის შედეგადაც ხდება აღნიშნული პრობლემის მაქსიმალური შესუსტება.

### **ლაზერული სკანირება**

წერტილოვანი ლაზერული სკანირება ხორციელდება ობიექტის მრავალჯერადი ლაზერული დასხივებით, რომლის დროსაც ხდება სპეციალური PSD სენსორების მიერ ობიექტიდან არეკლილი სხივების მეშვეობით გამოსახულების მიღება. მეთოდი გამოირჩევა მისაღები სიზუსტითა და შედარებით დაბალი ღირებულებით. თუმცა ობიექტამდე მანძილის გაზრდისას სხივის დიფუზიის გამო ქვეითდება PSD სენსორის აღქმადობა. აღნიშნული პრინციპის წარმატებულ რეალიზებას ვხვდებით თანამედროვე სისტემებში Gn-1 (იაპონია) და CEREC scan სისტემაში inLab (გერმანია).

ხაზობრივი ლაზერული სკანირება CCD კამერის გამოყენებით დაფუძნებულია სხვადასხვა პერიოდული სტრუქტურების გამოსხივებასთან (უფრო ხშირად ლაზერის ხაზების ან ბადის სახით). ამ მეთოდის გამოყენებისას იზრდება სკანირების სიზუსტე და საგრძნობლად ქვეითდება პროცედურის ხანგრძლივობა. თუმცა სიზუსტე უმეტესწილად დამოკიდებულია CCD კამერის რეზოლუციაზე და მწარმოებლის მიერ

შემუშავებულ პროგრამულ უზრუნველყოფაზე (Kobayashi 2023; Hotta et al. 2000). აღნიშნული მეთოდის გამოყენებით ფუნქციონირებს ერთერთი ყველაზე წარმატებული იაპონური სკანერი DECSY Scan.

ლაზერული ჰოლოგრაფიული სკანირების მეთოდი დაფუძნებულია კოლინეარულ ტექნოლოგიაზე, რომლის დროსაც ხდება ობიექტის ზედაპირზე ჰოლოგრაფიული ბეჭედის წარმოქმნა, რომელთა საშუალებითაც ხდება ობიექტამდე მანძილის და ზედაპირის რელიეფის განსაზღვრა. როგორც აღინიშნა, კოლინეარული ტექნოლოგიის გამოყენება ზედაპირის ღრმა ვერტიკალური კედლების სკანირების საშუალებას გვაძლევს.

მრავალი ოპტიკური მოწყობილობა განსაკუთრებით მგრძნობიარეა ნებისმიერი სახის მცირე მოძრაობის მიმართაც კი. მონაცემთა მიღებისას, ობიექტის მცირე მოძრაობასაც შეუძლია საფრთხე შეუქმნას სკანირების შედეგად მიღებული ინფორმაციის სიზუსტეს (Persson et al. 2008). ხშირად, მიღებული ოპტიკური ინფორმაციის სიზუსტე განათების ხარისხზე მნიშვნელოვნად არის დამოკიდებული. სკანირებისას ხდება რამდენიმე ვიდეოკადრის დაფიქსირება, რომელთა ზედდება და ციფრული დამუშავება სპეციალურად შემუშავებული პროგრამული უზრუნველყოფის საშუალებით ხორციელდება, ან ხდება უწყვეტი ვიდეოკადრის მიღება და მისი შემდგომი დამუშავება. მიღებული ციფრული გამოსახულება გარდაიქმნება და სისტემაში ინახება უნივერსალური STL ფორმატით (რა შემთხვევაშიც შესაძლებელია მისი ექსპორტი მესამე მხარის მიერ წარმოებულ დანადგარებში), ან დახურული სისტემების შემთხვევაში ფაილის შენახვა ხდება ამ სისტემის მიერ შექმნილი უნიკალური ფორმატის სახით, რომლის გარე ექსპორტი არ განიხილება (CAD/CAM სისტემების უმეტესობა სწორედ აღნიშნული კატეგორიას მიეკუთვნება).

#### 1.4. CAD მოდული. პროგრამული უზრუნველყოფა. ციფრული ინფორმაციის დამუშავება და გარდაქმნა. რესტავრაციის კონსტრუირება

ყველა პროგრამული უზრუნველყოფა, როგორც წესი, შედგება შემდეგი ელემენტებისგან: აზომვითი მონაცემების მიღების ბლოკი, აზომვითი მონაცემების რეკონსტრუქციის და გარდაქმნის ბლოკი, ვიზუალიზაციის ბლოკი, კონსტრუირების ბლოკი. როგორც აღნიშნეთ, სკანერის მიერ მიღებული მონაცემების შენახვა და შემდგომი გამოყენება CAD/CAM სისტემის ტიპის მიხედვით ხორციელდება. ინფორმაციის მიღების მნიშვნელოვან ეტაპს წარმოადგენს მონაცემთა გარდაქმნის და ჩაწერის პროგრამა. უფრო მეტი სიცხადისთვის შეგვიძლია აღნიშნული ეტაპის მაგალითის საფუძველზე განხილვა. CEREC სისტემა ფაზური გადასვლების მეთოდის საშუალებით ახდენს მონაცემთა გარდაქმნას, სისტემა OptikDent კი აღნიშნული ოპერაციისთვის ფურიეს გარდაქმნას იყენებს. კოორდინატთა სამგანზომილებიან სისტემაში ინფორმაციის შენახვა ხდება კბილის ზედაპირის შესაბამისი „წერტილოვანი ღრუბლის“ სახით. პარამეტრთა ღრუბლის სიმჭიდროვე და დეტალიზაცია დამოკიდებულია სკანირების სიზუსტეზე (Persson et al. 2008). ეს მაჩვენებელი ფაქტობრივად წარმოადგენს მანძილს სკანირებულ ორ წერტილს შორის. შესაბამისად, ერთმანეთთან რაც უფრო ახლოსაა (და მჭიდროა წერტილოვანი ღრუბელი) აღნიშნული წერტილები, მით უფრო მაღალია მიღებული მონაცემების სიზუსტე. შემდეგ ხდება წერტილების (ან ხაზების, თუკი სისტემა ხაზობრივ ლაზერულ სკანირებას იყენებს) ერთმანეთთან შეერთება და მთლიანი უწყვეტი ზედაპირის მქონე 3D მოდელის მიღება.

#### გამოსახულების შენახვა / მონაცემთა გადაცემა

სკანირების შედეგად მიღებული საბოლოო გამოსახულება სისტემაში გამოიყენება რესტავრაციის დაუყოვნებელი კლინიკური დამზადებისთვის (როგორც მაგ. სისტემებში CEREC და E4D), ან ხდება მისი ლაბორატორიაში გადაგზავნა (მაგ.

სისტემებში 3Shape, iTERO და Lava COS). CEREC სისტემის ბოლო მოდელი აგრეთვე გვთავაზობს ლაბორატორიაში გადაგზავნის შესაძლებლობას CEREC Connect\_ის საშუალებით. ასეთ შემთხვევაში შეგვიძლია სისტემის ლაბორატორიული შესაძლებლობების ფართოდ გამოყენება. შემდეგ, სისტემის კონცეფციის შესაბამისად, ლაბორატორიაში ხდება სამუშაო მოდელის დამზადება, ან CAD/CAM ტექნოლოგიის გამოყენებით რესტავრაციის პროექტირება და დამზადება (Feng et al. 2010). მაგ. სისტემა iTero გვთავაზობს ორივე გზას, შესაძლებელია როგორც სამუშაო მოდელის დამზადება, ისე საბოლოო პროდუქტის\_ რესტავრაციის. სამუშაო რესტავრაციის დამზადება ხდება პოლიურეთანისგან. CAD/CAM

სისტემების მიხედვით მნიშვნელოვნად განსხვავდებიან ერთმანეთისგან. რესტავრაციის ადექვატური ვირტუალური მოდელის კონსტრუირების შესაძლებლობად თანამედროვე CAD/CAM სისტემებში გათვალისწინებულია დენტალური ბაზის გამოყენება. კბილთა ვირტუალური კატალოგი შეიძლება მოიცავდეს კბილების ანატომიური ფორმის ათასობით ვარიანტს. სისტემები, რომლებიც ორიენტირებულია ერთეული კერამიკული ან კომპოზიციური რესტავრაციების დასამზადებლად, როგორც წესი კბილთა ანატომიური მოდელების მრავალფეროვანი არჩევანი აქვთ. შესაძლებელია სისტემის მიერ შესაბამისი ანატომიური მოდელის დამოუკიდებლად შერჩევა, ან ისე როგორც თანამედროვე CEREC სისტემებშია, Biogeneric ფუნქციის გამოყენება\_ ყოველი პაციენტისთვის, ავტომატურ რეჟიმში ანატომიური ფორმის ინდივიდუალური მოდელირება. ასევე შესაძლებელია ფართომასშტაბიანი ან ლოკალური რედაქტირება, ბრუნვა, გადაადგილება, დეფორმაცია, ხელის ინსტრუმენტებით დამუშავების იმიტაცია და მარვალი სხვა. ექიმთათვის ძალიან მოსახერხებელია აპროქსიმალური და ოკლუზიური კონტაქტების ფერადი ინდიკაცია. აგრეთვე ხდება ოკლუზიური შეთანასოვნების იდეალური სიზუსტით დაფიქსირება და განსაზღვრა (Tinschert et al. 2008). სისტემები CEREC, HintElls და რამოდენიმე სხვა იყენებენ ვირტუალური არტიკულატორის ფუნქციას, აღნიშნულ სისტემებში შესაძლებელია არამხოლოდ ნორმული ოკლუზიის განსაზღვრა, არამედ ინდივიდუალური მოთხოვნების

შესაბამისად, ექიმ-ორთოპედს შეუძლია თანკბილვის აწევა, შეხედულებისამებრ აღნიშნული პარამეტრების ცვლილება. გარკვეული გადაცდომების შემთხვევაში სისტემას გააჩნია ინდიკაციის ფუნქცია, რომელიც აჩვენებს სად და რა სიდიდის გადაცდომას აქვს ადგილი.

ლაბორატორიული სისტემები ორიენტირებულია უფრო მასიური სახით მრავალფეროვანი ორთოპედიული კონსტრუქციების წარმოებაზე. თანამედროვე სისტემებისთვის შესაძლებელია ტიტანის ინდივიდუალური აბატმენტების დამზადებაც (M6 WET HEAVY METAL, ZirkonZahn გერმანია), რომლითაც სტომატოლოგიური CAD/CAM სისტემები იმპლანტოლოგიაშიც მყარად იმკვიდრებენ ადგილს და ხდება აღნიშნული დარგის ორთოპედიულ სტომატოლოგიაში ინტეგრაციის დაჩქარება (Wendler et al. 2020). აღსანიშნავია, რომ სწორედ ორთოპედიული მოთხოვნებიდან გამომდინარე, შესაძლებელია ინდივიდუალურად დამზადებული ტიტანის აბატმენტების ოქროსფერად ანოდირება, რაც ექიმი ორთოპედის მიერ ჩატარებულ რესტავრირებას ესთეტიურობის მაღალ ხარისხს სძენს. აღსანიშნავია რომ თანამედროვე ლაბორატორიული სისტემები გამოირჩევიან ავტონომიურობის და ავტომატიზაციის მაღალი ხარისხით, თუმცა ასეთ შემთხვევაშიც კი მომხმარებელს (ექიმ-ორთოპედს ან ტექნიკოს-ოპერატორს) შეუძლია შეხედულებისამებრ, სისტემის მუშაობაში კორექტივების შეტანა.

### **1.5. CAM მოდული. რესტავრაციის ავტომატიზირებული დამზადება**

CAD/CAM სისტემების უმეტესობაში CAM მოდული წარმოადგენს ფრეზირების ბლოკს, რომელიც ამუშავებს ავტომატიზირებული წარმოებისთვის განკუთვნილ, სპეციალური სახით გამზადებულ მასალებს. შეგვიძლია გამოვყოთ კონსტრუქციების CAM სისტემით დამზადების 2 ძირითადი ჯგუფი, ესენია **სუბტრაქციული** [(ინგ. \_ subtractive) „გამოკლების“] და ადდიტიური [(ინგ. \_ additive) „დამატების“] მეთოდები (Filser, Kocher, et al. 1997; Witkowski 2002).

სუბტრაქციული მეთოდი წარმოადგენს კონსტრუქციის ფრეზირებას წინასწარ გამზადებული სხვადასხვა ორთოპედიული მასალების ბლოკებისგან. ამ დროს ხდება ბორების, ფრეზების და დისკების საშუალებით ბლოკიდან ზედმეტი მასალის მოშორება რის შედეგადაც საბოლოოდ ვიღებთ სასურველ კონსტრუქციას (Andersson 1989; Witkowski 2002).

როდესაც რესტავრაციის დიზაინი მზადაა, სპეციალური პროგრამა ახდენს ვირტუალური მოდელის გარდაქმნას თანმიმდევრული ბრძანებების ნაკრებში, რომელიც თავის მხრივ, წარმოადგენს CAM-CNC (Computer Numerical Control) სისტემას, რომელშიც ხდება რესტავრაციის ვირტუალური NC-მოდელის ჩატვირთვა. ამ პროცესით ინიცირდება CAM მოდულის მიერ რესტავრაციის დამზადება. ფრეზირების კამერაში, ინსტრუმენტების ტრაექტორიის განსაზღვრა ხდება ავტომატურ რეჟიმში და დამოკიდებულია შემდეგ ფაქტორებზე: რესტავრაციის თავისებურებაზე, კონსტრუქციულ მასალებზე, CAM მოდულის პარამეტრებზე – ფრეზირების ღერძების რაოდენობაზე, ინსტრუმენტთა ბრუნვის სიჩქარესა და მაქსიმალური ჩაღრმავების მახასიათებლებზე, ფრეზების დახრის კუთხეზე. ზოგ შემთხვევაში ხელმისაწვდომია კონსტრუქციის დამზადების მთელი პროცესის ციფრულ მონიტორზე დეტალური ვიზუალიზაცია, სადაც აგრეთვე წარმოდგენილია თითოეული ფრეზის მუშაობის პარამეტრები. თანამედროვე CAM სისტემების უმეტესობა 4-5 ღერძიანია, კონსტრუქციაში „ჩასვლის“ მახასიათებლებზეა დამოკიდებული ფრეზირების ბლოკის შესაძლებლობები, სიზუსტეს კი განსაზღვრავს სისტემის საფეხუროვანი წანაცვლების სიდიდე. რაც უფრო მცირე სიდიდით შეუძლია სისტემას ფრეზის წანაცვლება კონსტრუქციაში, მით უფროა დიდი სიზუსტით ხდება კონსტრუქციის დამზადება. თანამედროვე დანადგარები უზრუნველყოფენ საფეხუროვან წანაცვლებას 0.5 მიკრონის სიდიდით (Komine and Gerds 2005). ასეთი მახასიათებლები (სისტემის ექსპლუატაციის ყველა ნორმის დაცვის შემთხვევაში) უმოკლეს ვადებში ზეზუსტი კონსტრუქციების დამზადების საშუალებას იძლევა. დამზადების დრო დამოკიდებულია როგორც პროდუქტის მოცულობასა და მის პარამეტრებზე, აგრეთვე ჩვენს მიერ არჩეულ CAM მოდულზე და მთლიანად

CAD/CAM სისტემაზე და საშუალოდ მერყეობს რამდენიმე წუთიდან (ერთეული კერამიკული კონსტრუქცია) 2-3 საათამდე (ცირკონიუმის დიოქსიდის მოცულობითი კარკასები).

ფრეზების რაოდენობა დამოკიდებულია სისტემების სახესხვაობებზე და მათთვის წაყენებულ მოთხოვნებსა და დავალებებზე. ჩვეულებრივ, კომპაქტური, კაბინეტისთვის განკუთვნილი CAM მოდულები 2 ფრეზით არიან აღჭურვილები, შედარებით დიდ, ლაბორატორიულ მოდელებში კი ფრეზების რიცხვი ზოგჯერ 5-7-ს აღწევს (ორმაგი მოდულები). ამასთან, თუკი კაბინეტის მოდელებში ფრეზების დაყენება ხელით ხდება, ლაბორატორიულში არჩევაც და ფიქსირებაც ავტომატურ რეჟიმში მიმდინარეობს. მოუხსნელი კონსტრუქციების კარკასის მასალად ცირკონიუმის დიოქსიდის არჩევის შემთხვევაში, არსებობს წინასწარ გამზადებული სპეციალური ბლოკები, რომლებიც გვხვდება როგორც სრულად, ისე ნაწილობრივ (წინასწარ) აგლომერირებული სახით (Andersson et al. 1989; Witkowski 2002). თითოეულ მათგანს გააჩნია თავისი დადებითი და უარყოფითი მხარეები. უფრო ხშირად ხდება წინასწარ გამომწვარი ბლოკების ფრეზირება. აღნიშნული მეთოდი საშუალებას იძლევა მოხდეს დროის და ენერგეტიკული დანახარჯის შემცირება, აგრეთვე ფრეზირების ინსტრუმენტის რესურსის გახანგრძლივება. თუმცა ამ შემთხვევაში აუცილებელია დამატებით პროგრამული გამოთვლების ჩატარება, რათა ზუსტად იქნეს განსაზღვრული საბოლოო გამოწვის შემდგომ კონსტრუქციის შემჭიდროვების მაჩვენებელი. დიდი მასშტაბის კარკასების დამზადების შემთხვევაში არის პოსტინთეზული დეფორმაციის განვითარების ალბათობა. ამას გარდა, შესაძლებელია რომ დამუშავების ამგვარი მეთოდის გამოყენებით, უფრო მეტად ხდებოდეს მოდულის დეტალების სამუშაო მტვერით დაბინძურება. სრულად გამომწვარი ცირკონიუმის ბლოკების დამუშავების შემთხვევაში იზრდება ფრეზირების სიზუსტე, თუმცა არსებობს დამუშავების პროცესში სინთეზური მასალის სტრუქტურული დეფექტების გაჩენის ალბათობა (Tinschert et al. 2004).

სუბტრაქციული მეთოდი, რესტავრაციების საბოლოო ფორმების ეფექტურად შექმნის საშუალებას იძლევა. თუმცა როგორც აღვნიშნეთ, მასალის დიდი ნაწილი ფრეზირების

პროცესში იკარგება. თანამერდოვე ცირკონო-კერამიკული მასალების მაღალი თვითღირებულების გათვალისწინებით, აღნიშნული გარემოება უარყოფითად აისახება და წარმოების პროცესს არაერგონომიულს ხდის. სწორედ აღნიშნულმა ფაქტორმა მისცა ბიძგი ადდიტიური მეთოდის განვითარებას. ეს არის მეთოდი, რომლის დროსაც ხდება მასალის დამატება და საშუალებას იძლევა პროტოტიპირების ან ლაზერული გამოწვის (Medi-facturing, BegoMedical AG, Bremen, Germany; HintELs, Griesheim, Germany) შედეგად დამზადდეს როგორც კერამიკული, ისე მეტალოკერამიკული რესტავრაციები (“solidfree-formfabrication”) (Gebhardt 2004; Noorani et al. 2006).

ზოგიერთ CAD/CAM სისტემას შეუძლია როგორც სუბტრაქციული, ისე ადდიტიური მეთოდის გამოყენება (მაგ. Procera, Nobel Bio-care, Goeteburg). პირველ ეტაპზე ხდება ფრეზირების მეთოდით კარკასის დამზადება მომავალი კერამიკის შემჭიდროების მაჩვენებლის გათვალისწინებით, შემდეგ ადდიტიური მეთოდით ხდება კერამიკის დაპრესვა, გარეგანი კონტურების კორექტირება და საბოლოო გამოწვა (Strub, Rekow, and Witkowski 2006).

კომბინირებული მიდგომის სხვა მაგალითს წარმოადგენს CAM სისტემა (Wol-Ceram, Wol-Dent, Ludwigshafen, გერმანია), სადაც ელექტროფორეზის საშუალებით ხდება მასტერ მოდელზე კერამიკის დაშრევება, სუბტრაქციული მეთოდით ხდება გარეგანი კონტურების ფორმირება, საზღვრები კი მუშავდება მანუალურად. ამის შემდგომ, სიმტკიცის გასაზრდელად, მინაფაზით ხდება რესტავრაციის ინფილტრირება.

ადდიტიური მეთოდი ასევე გამოიყენება ალუმინის ოქსიდისგან და ცირკონიუმის ოქსიდისგან ხიდისებური პროთეზების დასამზადებლად – წვრილდისპერსიული (100 ნანომეტრი) ფხვნილისგან ხდება ჰიბრიდული კერამიკული კონსტრუქციების შექმნა (Inoceramic, Hermsdorf, გერმანია). აღნიშნული ინოვაციური მეთოდი ამ დროისთვის ჯერ კიდევ სამრეწველო შემოწმებას გადის, მისი კომერციული პრეზენტაციის თარიღი უცნობია, თუმცა მწარმოებელი იუწყება, რომ სისტემას განსაკუთრებით მტკიცე კონსტრუქციების დამზადება შეუძლია (Witkowski 2003).

ამ მეთოდის გამოყენებისას, სისტემა ფრეზის მოძრაობის ტრაექტორიის იდენტური ტრაექტორიის ფორმირებას ახდენს. მაგრამ ფრეზირების ნაცვლად, ამ ტრაექტორიაზე მიმდინარეობს კერამიკული ან მეტალური ფხვნილის გამოწვა, მასალის მუდმივი დამატებით იმ დრომდე, სანამ სრულად არ დამთავრდება რესტავრაციის პროცესი. აღსანიშნავია ის ფაქტი, რომ ზედმეტი, ნარჩენი მასალა პრაქტიკულად არ გვხვდება, რის გამოც ორთოპედიული მასალის ეფექტური ხარჯვის მაჩვენებელი 97-98%-ს უტოლდება.

ადდიტიური მეთოდის საინტერესო მაგალითს წარმოადგენს სწრაფი პროტოტიპირების ტექნოლოგიის საფუძველზე შექმნილი 3D პრინტერი, რომელიც სისტემა Cynovad\_ში (Saint-Laurent, კანადა) გამოიყენება. სისტემა პოლიმერული მასალისგან ახდენს მომავალი რესტავრაციის პროტოტიპის დამზადებას, მოგვიანებით ხდება მისი შეცვლა ცირკონო-კერამიკული, მეტალური ან სხვა მასალით. სისტემის უნიკალურობა მდგომარეობს მის შესაძლებლობაში, ინდივიდუალური პარამეტრების მიხედვით დაამზადოს ნებისმიერი სახის კრანო-ფაციალური პროთეზი (Sykes et al. 2004).

ადდიტიური მეთოდის რეალიზების კიდევ ერთ მაგალითს წარმოადგენს სისტემა SL Perfactory (Envisiontec GmbH, Gladbeck, გერმანია), რომელიც იყენებს სტერეოლითოგრაფიის ტექნოლოგიას. ამ დროს ხდება 3D რეჟიმში, აკრილური პლასტმასისგან სხვადასხვა ელემენტების წარმოება (Witkowski 2003). ეს პროცესი დამყარებულია სითხეში, მონომერის ყოველი მომდევნო შრის სელექტიურ შუქამრეკლობაზე, რის შედეგადაც სისტემა ქმნის სხვადასხვა ელემენტების და დეტალების ზუსტ ფორმებს.

აღსანიშნავია, რომ ზოგიერთი სისტემის CAM მოდული შეიქმნა დენტალურ იმპლანტაციაში სხვადასხვა ქირურგიული შაბლონის დასამზადებლად (Sarment, Sukovic, and Clinthorne 2003). აღნიშნულმა სისტემებმა ექიმებს შესაძლებლობა მისცეს საჭიროების შემთხვევაში, იმპლანტის ჩადგმის ან სხვა სახის ქირურგიული ჩარევის შემდეგ, დაუყოვნებლივ განეხორციელებინათ რესტავრაციის დამზადება (Van Steenberghe et al. 2005) (Nobel Guide\_ პროგრამული უზრუნველყოფა, Nobel Biocare)]. ამ

შემთხვევაში, კომპიუტერული ტომოგრაფიიდან მიღებული მონაცემების შერწყმა ხდება CAD/CAM სისტემის პროგრამულ უზრუნველყოფასთან, განისაზღვრება იმპლანტის/რესტავრაციის იდეალური ვარიანტი, რის შემდეგაც ინტეგრირებული ინფორმაცია გადაეგზავნება CAD მოდულს შესაბამისი კონსტრუქციის დასამზადებლად.

## CAD/CAM სისტემების კლასიფიკაცია

სტომატოლოგიაში CAD/CAM სისტემის ცნება პირველად 1980-იან წლებში გაჩნდა (Mörmann 2006). მას შემდეგ, ტექნოლოგიის განვითარება მოხდა ორი ძირითადი მიმართულებით. პირველს, წარმოადგენს კაბინეტური საექიმო სისტემები, რომელთა დანიშნულებაა დროის მცირე მონაკვეთში, მზა მონობლოკებისგან, შეზღუდული რაოდენობის და მოცულობის კონსტრუქციების დამზადება (Mörmann 2004). პარალელურად ვითარდებოდა სისტემები კომერციული საწარმოო ცენტრებისა და სატექნიკო ლაბორატორიებისთვის. აღნიშნულ ცენტრებში განხორციელდა სტომატოლოგიური CAD/CAM ტექნოლოგიის სრული შესაძლებლობის რეალიზება (Giordano 2007; Tinschert, Natt, Hassenpflug, et al. 2013; Witkowski 2008). უკანასკნელი 15 წლის მანძილზე CAD/CAM სისტემების რაოდენობა მნიშვნელოვნად გაიზარდა. რამაც განაპირობა ყოველდღიურ კლინიკურ პრაქტიკაში, დამზადებული ოთოპედიული კონსტრუქციების ხარისხის ზრდა. ტექნოლოგია, მაღალი სიმტკიცის, თანამედროვე სტომატოლოგიური მასალების და ციფრული ტექნოლოგიების გამოყენებით, ზეზუსტი რესტავრაციების დამზადების საშუალებას იძლევა. გამოიკვეთა პროგრესული მასალების ხაზი, რომელთა დამუშავებაც მხოლოდ CAD/CAM სისტემის გამოყენებით შეიძლება.

ტრადიციულად, ყველა სტომატოლოგიური CAD/CAM სისტემის დაყოფა ხდება 3 კლასად: მინისისტემები, მიკრო- და მაკროსისტემები. თუმცა, თანამედროვე

ტენდენციების გათვალისწინებით, აღნიშნული კლასიფიკაცია საჭიროებს დაზუსტებას და გადახედვას. აგრეთვე, ხდება სტომატოლოგიაში CAD/CAM ტექნოლოგიის 4 ბიზნეს მოდელის გამოყოფა (Uzun 2024).

საექიმო კაბინეტური სისტემები მუშაობენ ე.წ. „chair-side“ პრინციპით. მათგან აღსანიშნავია – CEREC (Sirona), Planmill 50s/60s (Planmeca), M1 Wet Heavy Metal (ZirkonZahn) და სხვა. აღნიშნულ სისტემებს გააჩნიათ მოდული, რომელიც აუცილებელია ოფისში, პაციენტის სავარძელთან, რესტავრაციების ავტომატური დამზადების ყველა ეტაპის დასამზადებლად.

ავტომატიზირებული წარმოების სისტემები, ინდუსტრიულ სფეროში მრავალი ათეული წლის განმავლობაში გამოიყენება. კომპანიამ „Sirona“ მიიღო აღნიშნული კონცეფცია და სტომატოლოგიურ კაბინეტზე ადაპტირებისთვის, შეამცირა როგორც ფიზიკურად, ისე ეკონომიკურად (Mörmann 2008).

სისტემის „CEREC 1“ პრეზენტაცია 1986 წელს შედგა. CEREC 2 (1994 წ.) და CEREC 3 (2000 წ.) სისტემები იყენებენ ოპტიკურ კამერას, რომლის საშუალებითაც ხორციელდება რამდენიმე ვიდეოკადრის დაფიქსირება და კომპიუტერული უზრუნველყოფის გამოყენებით მათი თანხვედრა (Mörmann 2008; Brandestini 1989).

ვერსიას CEREC AC (2019 წ.) გააჩნია მოდულური ბლოკი და იძლევა საშუალებას, ექიმმა პაციენტის სავარძელთან („chair-side“ რეჟიმში) აირჩიოს რესტავრაცია ან სატექნიკო ლაბორატორიას გაუგზავნოს გამოსახულებები CEREC CONNECT პორტალის დახმარებით. უფრო ფართო შესაძლებლობებს გვთავაზობს სისტემა inLab.

ფრეზირების მოდულები – CEREC MC XL და კომპაქტური MC X გამოიყენება რესტავრაციების დამზადებისთვის.

ინტორალური სკანირების კამერები – CEREC Primescan და CEREC Primescan 2 გამოიყენება მაღალი სიზუსტის ციფრული გამოსახულების მისაღებად. CEREC Primescan მუშაობს უწყვეტი ვიდეონაკადის პრინციპზე, რაც მის უპირატესობას წარმოადგენს.

შეუძლია ფერადი გამოსახულების მიღება, არ არის საჭირო არეკვლის საწინააღმდეგო საშუალებების გამოყენება.

სტაციონარულ სკანერს – inEos X5 შეუძლია სხვადასხვა რეჟიმით სკანირება, ავტოფოკუსირება, მოდელის ავტომატური პოზიცირება და ფაილების ექსპორტი STL ფორმატში.

თანამედროვე ტენდენციის შესაბამისად, რომელიც გულისხმობს CAD/CAM სისტემების გახსნილობას, CEREC CONNECT აღნიშნული მიმართულებით აფართოებს თავის შესაძლებლობებს. მისი საშუალებით, შესაძლებელია, მაგ. inLab-ის მონაცემების თანხვედრა პროგრამასთან Galileos Implant, 3Shape Dental Designer ფორმატში.

### **ლაბორატორიული CAD/CAM სისტემები სტომატოლოგიაში**

ორთოპედიული კონსტრუქციების დამზადების მხრივ, ლაბორატორიული სისტემების შესაძლებლობები პრაქტიკულად შეუზღუდავია (Uzun 2008). აღნიშნულ სისტემებს გააჩნიათ სკანირების ბლოკი, რომელსაც შეუძლია მთლიანი კბილთა მწკრივიდან, ან ორივე კბილთა მწკრივიდან ინფორმაციის მიღება. ბოლო დრომდე, არსებული ლაბორატორიული სისტემების უმეტესობას გააჩნდა სრულად დამოუკიდებელი წარმოებისთვის საჭირო მოდულების ერთობლიობა, ჩაკეტილი სისტემა, რომელიც უზრუნველყოფს რესტავრაციის დამზადებას საწყისიდან ეტაპიდან ბოლო ეტაპამდე. აღნიშნული კომპონენტები ერთმანეთთან დაკავშირებული არიან მონაცემთა საკუთარი, უნიკალური ფორმატით, რომელიც გამორიცხავს ექსპორტს ერთი სისტემიდან სხვა სისტემაში (Bannuscher 2012). გამონაკლისს წარმოადგენს სისტემები: ZENO Tec (Wieland Dental + Technik GmbH, გერმანია), HintELS (Hint-ELS systems, გერმანია) და სხვა. თუმცა, თანამედროვე ტენდენციის შესაბამისად, სტომატოლოგიურ ბაზარზე სულ უფრო იზრდება, ღია ტიპის ლაბორატორიული CAD/CAM სისტემების რაოდენობა.

## სტომატოლოგიური ლაბორატორიის თანამშრომლობა რესტავრაციების დამზადების დისტანციურ ცენტრთან

აღნიშნულ ჯგუფში, გაერთიანებულია სისტემები, რომლებიც მუშაობენ ე.წ. „აუტსორსინგის“ (Outsourcing) პრინციპით. რაც გულისხმობს, რომ რესტავრაციების დამზადება ხორციელდება სამკურნალო დაწესებულებიდან დისტანცირებულად, კლინიკიდან გაგზავნილი ციფრული მონაცემების საფუძველზე. აღნიშნული მეთოდის ერთერთ პიონერს, წარმოადგენს სისტემა ProCera (Nobel BioCare).

შესაძლებელია, კონსტრუქციის ციფრული პროექტირება კლინიკაში არსებულ ლაბორატორიაში და მონაცემების გაგზავნა CAM ცენტრში, ან ციფრული პარამეტრირება და დამზადება დისტანცირებულ საწარმოო დაწესებულებაში. აღნიშნული მეთოდის უპირატესობა მდგომარეობს კლინიკისთვის პირველადი ინვესტიციის, რესურსების და ფართის დაზოგვაში, რაც მნიშვნელოვან არგუმენტს წარმოადგენს „აუტსორსინგ“ პრინციპის სასარგებლოდ.

### დახურული და ღია სისტემები

თანამედროვე ტენდენციის შესაბამისად, მწარმოებელთა უმეტესობა შესაძლებლობას იძლევა საკუთარი CAD/CAM სისტემის გამართვა განხორციელდეს კონსტრუქტორის პრინციპით. მომხმარებელს შეუძლია შეიძინოს სისტემის ცალკეული ელემენტები, ამასთან, მოახდინოს მათი ინტეგრირება სხვა მწარმოებლის სისტემებთან. აღნიშნული, განაპირობებს ღია სისტემების უპრეცედენტოდ მაღალ შესაძლებლობებს, მოქნილობას და ვარიაციების მრავალფეროვნებას. უდაო უპირატესობა განაპირობებს, თანამედროვე სტომატოლოგიურ CAD/CAM ბაზარზე, ღია ტიპის სისტემების სრულ დომინირებას დახურული ტიპის სისტემებზე.

სტანდარტული ღია და დახურული ტექნოლოგიის გარდა, გამონაკლისის სახით, შეიძლება აღნიშნოს გარკვეული სისტემები, რომლებიც არიან შერჩევითად ღია. მაგალითად, ამ პრინციპით ფუნქციონირებს სისტემები E4D და Lava (3M ESPE). მათ შორის ხორციელდება ინფორმაციის ცალმხრივი მიმოცვლა, E4D სისტემის CAM მოდულზე რესტავრაციის დასამზადებლად.

ორთოპედიული მკურნალობის საბოლოო შედეგზე უდიდესი მნიშვნელობა აქვს კლინიკური მდგომარეობის შესაბამისად, ადექვატურად შერჩეულ კონსტრუქციულ მასალას. ორთოპედიული სტომატოლოგიის მოთხოვნილება, მაღალესთეტიკური და ამავე დროს ძლიერი სიმტკიცის მქონე მასალის მიმართ, განაპირობა მაღალტექნოლოგიური კერამიკული მასალების ახალი სახეობების შექმნა, ამ უკანასკნელმა, კი ბიძგი მისცა სტომატოლოგიაში CAD/CAM ტექნოლოგიის გავრცელებას. მეორე მხრივ, სწორედ CAD/CAM სისტემის განვითარებამ, და მის მიერ კონსტრუქციების დამუშავების თავისებურებამ განაპირობა მასალათმცოდნეობის ამ ნაწილის სწრაფი ტემპით განვითარება და თვისობრივად ახალ საფეხურზე აყვანა (Tinschert et al. 2013). CAD/CAM სისტემებზე მასალების ოპტიმიზაცია წარმოადგენს უაღრესად პოზიტიურ ფაქტს, ამასთან, სწორედ აღნიშნულმა პროცესმა გახადა შესაძლებელი ორთოპედიული მატერიალების უნიფიცირება; ფრეზირების გამო, რომელიც არ ცვლის მასალების სტრუქტურას და კრისტალურ მესერს, პროგნოზირებადი გახდა მათი თვისებები.

არსებობს არასწორი მოსაზრება, რომ CAD/CAM სისტემა გამოიყენება მხოლოდ კერამიკული კონსტრუქციების დასამზადებლად, მაშინ როდესაც, თანამერდოვე სისტემები ისეთივე წარმატებით ამზადებენ სხვადასხვა მასალის გამოყენებით კონსტრუქციებს, როგორც კერამიკულ რესტავრაციებს (Pozzi and Holst 2015). რეალობაში, CAD/CAM მასალების სპექტრი მნიშვნელოვნად ფართოა და ყოველი ახალი კომპიუტერული მეთოდით რესტავრაციების დამზადების შემუშავებისას (როგორცა მაგ. ადდიტიური მეთოდი – ლაზერული გამოწვა), კიდევ უფრო ფართოვდება.

CAD/CAM სისტემების მიერ მზადდება კონსტრუქციები შემდეგი მასალების გამოყენებით:

- მეტალები და მათი შენადნობები;
- სილიკატური და მინაკერამიკული მასალები;
- ოქსიდური მინაინფილტრირებული კერამიკა;
- ოქსიდური პოლიკრისტალური კერამიკა \_ ალუმინის ოქსიდი და ცირკონიუმის დიოქსიდი;
- ნანოკერამიკა;
- კომპოზიციური მასალები;
- ჰიბრიდული მასალები.

ავტომატიზირებული წარმოების შუალედურ ეტაპებზე დამხმარე მასალების სახით გამოიყენება და ფრეზირება ხდება, აგრეთვე შემდეგი მასალების:

- აკრილური პლასტმასები;
- ცვილი;
- პოლიურეთანი (Pfeifer 2017; Strub, Rekow, and Witkowski 2006; Sanchez et al. 2007).

## 2. კერამიკული მასალები ავტომატიზირებული წარმოებისთვის

მარკეტინგული ანალიზის თანახმად, ყოველწლიურად, მთლიანკერამიკული რესტავრაციები ახდენენ მეტალოკერამიკული კონსტრუქციების ჩანაცვლებას 10-20%-ით (Van der Zel 2007). მთლიანკერამიკულ რესტავრაციებს გააჩნიათ მთელი რიგი უდაო უპირატესობები: საუკეთესო ესთეტიკა (მაღალი შუქგამტარობის გამო, რითაც იგი უახლოვდება კბილის ბუნებრივ ქსოვილებს), რესტავრირებული კბილის მაგარ ქსოვილებთან ზუსტი შეკავშირება და თანხვედრა, მაღალი სიმტკიცე და სხვა (Baltzer 2007).

კერამიკული მასალების მაღალი ბიოშეთავსებადობა აიხსნება იმ ფაქტით, რომ მისი შემადგენელი კომპონენტები იმყოფებიან მაღალოქსიდირებულ მდგომარეობაში. პრაქტიკულად არ ხდება გარშემომყოფ ქსოვილებთან ურთიერთქმედება, გამორიცხულია შემდგომი ოქსიდაცია მინიმალური მასშტაბითაც კი (რაც დამახასიათებელია მეტალებისთვის და მათი შენადნობებისთვის). ერთ-ერთ მთავარ თვისებას წარმოადგენს კერამიკულ მასალებზე მიკროორგანიზმების მინიმალური ადჰეზია (Inchingolo, Scarano, et al. 2024). თუმცა, CAD/CAM-მასალათმცოდნეობაში განსაკუთრებულ მოვლენად იქცა ტეტრაგონალური პოლიკრისტალური ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოყენება. აღნიშნულმა მასალამ განაპირობა მთლიანკერამიკული რესტავრაციების გამოყენების ჩვენების გაფართოება, თვით მაღალი ოკლუზიური დატვირთვის მქონე ზონებშიც კი (Guazzato, Albakry, and Ringer 2004; Yilmaz, Aydin, and Gul 2007).

იზაბელ დენრი (Isabelle Denry) ახდენს ყველა სტომატოლოგიური კერამიკული მასალის შემდეგი სახით კლასიფიცირებას (ცხრილი 2):

ცხრილი 2. სტომატოლოგიური კერამიკული მასალების კლასიფიკაცია

	დამუშავების ტექნიკა	კრისტალური შემადგენლობა
<b>მეტალოკერამიკა</b>	გამოწვა პრესირება მეტალის კარკასზე	ლეიციტი ლეიციტი, ლეიციტი + ფტორაპატიტი
<b>უმეტალო კერამიკა</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. გამოწვა</li> <li>2. ცხელი პრესირება</li> <li>3. მშრალი პრესირება</li> <li>4. მინით ინფილტრაცია</li> <li>5. დანადგარით მსუბუქი დამუშავება + მინით ინფილტრაცია</li> <li>6. დანადგარით მსუბუქი დამუშავება + გამოწვა</li> <li>7. დანადგარით მსუბუქი დამუშავება, გამოწვა + ცხელი პრესირება</li> <li>8. დანადგარით დამუშავება</li> <li>9. დანადგარით დამუშავება + გამოწვა</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. ლეიციტი</li> <li>2. ლეიციტი, ლითიუმის დისილიკატი</li> <li>3. Alumina</li> <li>4. Alumina, Spinel,</li> <li>5. Alumina zirconia, alumina</li> <li>6. ალუმინის ოქსიდი, ცირკონიუმის დიოქსიდი (Y-TZP)</li> <li>7. ალუმინის ოქსიდი, ცირკონიუმის დიოქსიდი, ფტორაპატიტ-ლეიციტი, მინაკერამიკა</li> <li>8. ლეიციტი, სანიდინი, ცირკონიუმის დიოქსიდი</li> <li>9. ლითიუმის დისილიკატი</li> </ol>

R. Kelly (2006) გვთავაზობს ავტომატიზირებული წარმოებისთვის, კერამიკული მასალების შემდეგ კლასიფიკაციას:

1. ესთეტიური კერამიკა მინის მაღალი შემცველობით. ფუძედ \_ ალუმინსილიკატური კერამიკა (მინდვრის შპატი ან სინთეზური) სხვდასახვა დანამატებით, როგორცაა ლეიციტი, „მაღალდნობადი მინები“ (High melting glasses), ფერადი დანამატები და სხვა. ეს ყველაფერი განკუთვნილია მასალისთვის სპეციალური თვისებების მისანიჭებლად.

2. სტრუქტურული კერამიკა:

2.1. მინის დაბალი შემცველობით.

ამ სახეობას მიეკუთვნება კერამიკა, ლითიუმის დისილიკატის შემცველობით (70%-მდე), აგრეთვე, In-Ceram ფირმის ინფილტრირებული ოქსიდური კერამიკა (Alumina, Spinel, Zirconia).

2.2. მინის შემცველობის გარეშე. ალუმინის პოლიკრისტალური ოქსიდი და ცირკონიუმის დიოქსიდი.

(Ritzberger, Apel, and Höland 2010) გამოყოფენ ავტომატიზირებული წარმოებისთვის კერამიკის სამ სახეობას \_ ლეიციტური მინაკერამიკა, ლითიუმდისილიკატური კერამიკა და ოქსიდური კერამიკა.

ზოგიერთი ავტორი (Fischer et al. 2003) გამოყოფს აგრეთვე მეოთხე სახეობას \_ ნანოკერამიკული მასალების ჯგუფს.

ამრიგად, CAD/CAM ტექნოლოგიისთვის განკუთვნილი კერამიკული მასალა ფართო სახითაა წარმოდგენილი: სილიკატური კერამიკა, ლითიუმის დისილიკატის საფუძველზე დამზადებული კერამიკა, ოქსიდური კერამიკა, ინფილტრირებული მინაფაზური კერამიკა, პოლიკრისტალური ალუმინის ოქსიდური კერამიკა, პოლიკრისტალური ცირკონიუმის დიოქსიდი სამ აგლომერაციულ მდგომარეობაში („მწვანე სტადია“, ნაწილობრივ აგლომერირებული სტადია, სრული აგლომერაციის სტადია) და ნანოკერამიკა.

## 2.1. სტომატოლოგიური სილიკატური კერამიკა

სტომატოლოგიური სილიკატური კერამიკა (მინაკერამიკა) შედგება მინის ამორფული სტრუქტურისგან, რომელშიც მდებარეობენ კრისტალური ნაწილაკები. მეტწილად,

აღნიშნული კერამიკის შემადგენლობაში შედის მინდვრის შპატი, კვარცი, კაოლინი, სხვადასხვა დანამატები და საღებავები. მინდვრის შპატი წარმოადგენს ბუნებაში საკმაოდ გავრცელებულ მინერალს, რომელიც შედის გრანიტის და მთის სხვადასხვა ქვების შემადგენლობაში. მისი დნობის ტემპერატურაა 1150-1200° C. სტომატოლოგიური ფაიფურისთვის გამოიყენება ნატრიუმისა და კალიუმის შპატის ნაზავი. აღნიშნულ მასალაში ლეციტის რაოდენობა ზემოქმედებას ახდენს კერამიკის თერმული გაფართოების კოეფიციენტზე. ლითიუმის დისილიკატის რაოდენობის გაზრდით იზრდება მასალის სიმტკიცე. სილიკატური კერამიკა თავის მხრივ იყოფა მინდვრისშპატიან და სინთეტიკურ კერამიკად (Jurado et al. 2019).

**სტომატოლოგიური მინდვრისშპატოვანი კერამიკა** – ეს არის კერამიკული პროდუქტი, რომელიც მიიღება მინდვრის შპატის, კაოლინის, კვარცის და სხვადასხვა დანამატების შემცველი ფაიფურის მასის გამოწვით. გამოწვის ტექნოლოგიისთვის განკუთვნილი მინდვრისშპატოვანი კერამიკა წარმოადგენს ფხვნილისებრ-თხიერ მასას, რომელიც განკუთვნილია კონსტრუქციის კარკასზე შრეობრივად დასატანად (დეფორმაციული სიმტკიცე 60-80 მპა). ფრეზირებისთვის ან ცხელი პრესირებისთვის განკუთვნილი კერამიკის (IPS Empress, Ivoclar Vivadent) ანალოგიური მაჩვენებელი 120-200 მპა\_ს უტოლდება. აღნიშნული მასალისგან მზადდება ვინირები, გვირგვინოვანი ჩანართები, ერთეული გვირგვინები. ავტომატიზირებული წარმოებისთვის კი გამოიყენება სტანდარტული ბლოკები.

**ლითიუმ-დისილიკატური კერამიკა** – ფართოდ გამოიყენება CAD/CAM სისტემებში. გამოირჩევა მაღალი სიმტკიცით (360-400 მპა), რაც კონსტრუქციის სისქის შემცირების საშუალებას იძლევა. ამ ფაქტორის გათვალისწინებით, აღნიშნული მასალა ექიმ-ორთოპედს ე.წ. „მინიმალური ინვაზიის მეთოდით“ მუშაობის შესაძლებლობას აძლევს (კბილის ქსოვილთა პრეპარირების მაქსიმალური სისქე 1 მმ). რესტავრაციის დამზადება ხდება სტანდარტული მზა ბლოკებისგან. შემჭიდროვების კოეფიციენტი 0,2%-ს უდრის. ლითიუმ-დისილიკატური კერამიკის ერთ-ერთი ყველაზე გავრცელებული წარმომადგენელია **IPS e.max CAD** (Ivoclar Vivadent). აღნიშნული მასალა გამოირჩევა ადჰეზიური ფიქსაციის შესაძლებლობით (კბილის ქსოვილთან

ერთად, ერთი მთლიანი მონოლითური რესტავრაციის მიღების საშუალებას გვაძლევს), მაღალი სიმტკიცით და ამავე დროს მაღალი ესთეტიური მახასიათებლებით, რის გამოც იგი განიხილება კარკასული კონსტრუქციების ალტერნატივად (ხიდისებური კონსტრუქციებში\_არაუმეტეს 3-4 ერთეული).

### **ცირკონიუმის დიოქსიდით განმტკიცებული ლითიუმ-დისილიკატური კერამიკა**

2013 წელს კიოლნის საერთაშორისო სტომატოლოგიურ გამოფენაზე კომპანიამ VITA წარმოადგინა ახალი მასალა „SUPRINITY“. აღნიშნული მასალა მიეკუთვნება მინაკერამიკის ახალ თაობას (<http://www.vita-zahnfabrik.com>), რომელიც შემუშავებულია კომპანია Degudent\_თან და ფრაუნჰოფერის სახელობის კერამიკული მასალების კვლევის ინსტიტუტთან ერთად. SUPRINITY წარმოადგენს ცირკონიუმის დიოქსიდით (ZLS) განმტკიცებული ლითიუმის დისილიკატის მატრიცის მქონე მზა ქარხნულ ბლოკებს. აღნიშნულმა ტექნოლოგიამ მეცნიერებს საშუალება მისცათ ნივთიერების მოლეკულური მესერის შეცვლის, რის შედეგადაც მოხდა SUPRINITY\_ის განთავისუფლება კრისტალების ეკლისებრი სტრუქტურისგან, მათი ზომა დაახლოებით 500 ნანომეტრს შეადგენდა. ამგვარმა ცვლილებებმა უზრუნველყო მასალის თვისებების გაუმჯობესება მადეფორმირებელი ძალების მიმართ [Godiker M., 2013], სტანდარტულ ლითიუმის დისილიკატთან შედარებით შემცირებულია მსხვრევადობა, გაზრდილია სიმტკიცე და დრეკადობის უნარი. ყოველივე აღნიშნული იწვევს მასალის ზოგადი თვისებების მნიშვნელოვან გაუმჯობესებას, აგრეთვე, უკეთესად ექვემდებარება ფრეზირებას. განკუთვნილია ნებისმიერი მიდამოს გვირგვინების, აგრეთვე ვინირების და გვირგვინოვანი ჩანართების დასამზადებლად. მასალას ახასიათებს ბუნებრივი გამჭირვალობა, ფლუორესცენცია და ოპალესცენცია, აქვს გამჭირვალობის ორი დონე. მზა სტანდარტული სახით გამოდის გამოდის CEREC/inLab MC XL და Amman GIRRbach Ceramill Motion 2 სისტემებისთვის.

კომპანია Dentsply მიერ შემუშავებულია ასევე ახალი თაობის კერამიკული მასალა „CELTRA“, რომელშიც ცირკონიუმის დიოქსიდი ინტეგრირებულია ლითიუმის დისილიკატის მატრიცაში.

**ჰიბრიდული კერამიკა** – ჩვენს დროში ხშირად ხდება სტომატოლოგიურ ბაზარზე ისეთი მასალების გამოჩენა, რომლებიც არამხოლოდ უსაზღვროდ აფართოებენ ორთოპედიული სტომატოლოგიის შესაზღვებლობებს, არამედ მანამდე არსებული კლასიფიკაციების მიღმაც რჩებიან. ფრეზირებადი კერამიკის ერთერთ ასეთ სიახლეს წარმოადგენს „Vita Enamic“ – ჰიბრიდული კერამიკა ორმაგი ბადისებრი სტრუქტურით. აღნიშნული მასალის უნიკალურობა მდგომარეობს კერამიკული და კომპოზიტიური მასალების საუკეთესო თვისებების გაერთიანებაში – კერამიკული ბადე არმირებულია კომპოზიტიური მესერით, მსგავად იმისა, როგორც მეტალის არმატურით ხდება ბეტონის არმირება, შედეგად მიიღება მთლიანობა, რომელსაც შეუძლია ექსტრემალურად მაღალი დატვირთვების გაძლება. მასალის გამოსაცდელმა კვლევებმა აჩვენა, რომ Vita Enamic გამოირჩევა განსაკუთრებით მაღალი (2890 ნ) მგრეხავი ძალის მიმართ მდგრადობით, უზრუნველყოფს სიმტკიცის მაღალ ხარისხს და პრაქტიკულად გამორიცხავს მასალის ზედაპირზე ბზარების გაჩენას (Santos and Branco 2018). დრეკადი ძალის მიმართ სიმტკიცემ შეადგინა 150-160 მპა. Vita Enamic ჩვეულებრივ შრეობრივ ფაიფურთან შედარებით გაცილებით ნაკლებმსხვრევადია, ზედმიწევნით მტკიცეა დარტყმითი და ზეწოლითი დატვირთვების მიმართ.

აგრეთვე აღსანიშნავია კომპანია 3M ESPE მიერ შექმნილი ჰიბრიდული მასალა „Lava Ulitimate Porcelain Blocks“, რომელიც სპეციალურად E4D სისტემისთვისაა შემუშავებული. აღნიშნული კერამიკული მასალა აგრეთვე შეიცავს კომპოზიტურ შემადგენელს, რისი მეშვეობითაც მიიღწევა მაღალი ფიზიკური მახასიათებლები. დრეკადი ძალის მიმართ სიმტკიცემ 200 მპა შეადგინა. მასალას ასევე ახასიათებს ცვეთადობის იდეალური კოეფიციენტი, იგი პრაქტიკულად ტოლია ბუნებრივი მინანქრის ანალოგიურ მაჩვენებელთან.

## 2.2. პოლიკრისტალური ოქსიდური კერამიკა

პოლიკრისტალური ოქსიდური კერამიკა წარმოდგენილია მაღალი სიმტკიცის არაფოროვანი მასალებისგან, როგორცაა ალუმინის და ცირკონიის ოქსიდები.

**მტკიცედ გამომწვარი  $Al_2O_3$**  წარმოადგენს ორთოპედიული კონსტრუქციის კარკასისთვის განკუთვნილ მასალას, რომლის ზღვრული სიმტკიცე შეადგენს 500-600 მეგაპასკალს, მინიმალური მადეფორმირებელი ძალის სიდიდე კი – 4,48-6 მპა\_ს (Christel et al. 2006), დნობის ტემპერატურა – 2050°C. სპეციალურ ღუმელში გამოწვის ტემპერატურა არის 1600°C 1 საათის განმავლობაში. ფერი – ღია ყვითელი. აღნიშნული მასალისგან რეკომენდირებულია კარკასის დამზადება ერთეული გვირგვინებისთვის და ხიდისებრი კონსტრუქციებისთვის როგორც საჭრელი, ასევე საღებავი კბილების მიდამოებში. კარკასის სისქე განისაზღვრება 0,4-0,6 მმ-ით. თუმცა, როგორც რაიგორდსკი აღნიშნავს, ალუმინის ოქსიდისგან ხიდისებრი კონსტრუქციებისთვის კარკასის დამზადების საკითხი ღიად რჩება (Raigrodski 2012).

**იითრიუმით სტაბილიზებული ცირკონიის დიოქსიდი (Y-TZP).** აღნიშნულმა მასალამ მთლიანკერამიკული ორთოპედიული კონსტრუქციებისთვის ახალი პერსპექტივები გააჩინა. მაღალი ზღვრული სიმტკიცე და მინიმალური მადეფორმირებელი ძალის მაღალი მაჩვენებელი განაპირობებს მის გამოყენებას ერთეული გვირგვინებისა და ხიდისებრი პროთეზებისთვის, კონსტრუქციების სიგრძის პრაქტიკულად შეზღუდვის გარეშე (Sturzenegger et al. 2000; Lüthy et al. 2007). ცირკონიის დიოქსიდი ( $ZrO_2$ ) წარმოადგენს პოლიმორფულ, ცეცხლგამძლე მასალას, ატომთაშორისი იონური კავშირებით. იგი ხასიათდება 3 ალოტროპიული მდგომარეობით – მონოკლინური, ტეტრეგონალური და კუბური. მონოკლინური ფაზა ნარჩუნდება 1170°C-მდე, ტემპერატურის გაზრდის შემთხვევაში იგი გადადის ტეტრაგონალურ ფაზაში, რომელსაც ინარჩუნებს 2370°C-მდე. კუბური ფაზა სტაბილურია 2680°C-მდე, რაც ამავე დროს ცირკონიუმის დიოქსიდის ლღობის ტემპერატურას წარმოადგენს (Subbarao 1991). მასალის განსაკუთრებული ფიზიკური მაჩვენებლები განპირობებულია ტეტრეგონალურ-მონოკლინური ტრანსფორმაციით (Garvie and Hannink 2014; Luthardt et

al. 2011). აღნიშნული მოვლენა ატარებს პოლიმორფული გარდაქმნის ხასიათს, რა დროსაც ურთიერთკავშირში მყოფი ატომების მდებარეობის შეცვლა ხორციელდება მათი მოწესრიგებული გადაადგილებით, რომელიც ცვლის კრისტალის ფორმას. განსაკუთრებით აღსანიშნავია ტეტრაგონალური და მონოკლინური ფაზების დროს, კრისტალის სტრუქტურული პარამეტრების უნიკალური შესაბამისობა, რაც განაპირობებს 4-5 %-იან გარდაქმნის დადებით დილატაციურ ეფექტს (Beuer et al. 2009). აღნიშნული გარდაქმნის ტემპერატურის შემცირება, ულტრადისპერსიული სტრუქტურის ფორმირების ხარჯზე, შესაძლებელია ოთახის ტემპერატურამდე. ამგვარი მასალა ხასიათდება უნიკალური მექანიკური გამძლეობით. სტაბილიზატორის სახით ხდება ითრიუმის ოქსიდის  $Y_2O_3$  (Y-TZP), ან ცერიუმის ოქსიდის  $CeO_2$  (Ce-TZP) გამოყენება.

სტომატოლოგიური დანიშნულებისთვის მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიის წარმოება ხდება – ცხელი იზოსტატიკური პრესირებით „HIP“ (Hot Isostatic Pressed) და ცივი იზოსტატიკური პრესირებით „CIP“ (Cold Isostatic Pressed). აღნიშნული მეთოდებით ხორციელდება ბლოკების ინდუსტრიული წარმოება, რის დროსაც წნევის თანაბრად განაწილებისთვის, მასალის ნაწილაკები მდებარეობენ სითხეში. დამზადების ამგვარი მეთოდი განაპირობებს მასალის თანაბარ, სამგანზომილებიან შემჭიდროებას, კარკასის სინთეზის/გამოწვის დროს, იმ შემთხვევაში, თუ იგი დამზადებულია წინასწარ გამომწვარი „რბილი“ ბლოკისგან.

ითრიუმით სტაბილიზებული ცირკონიის დიოქსიდი მაღალი სიმტკიცის მასალაა. მისი ზღვრული სიმტკიცე შეადგენს 900-1200 მპა\_ს. მინიმალური მადეფორმირებელი ძალის სიდიდე კი – 9-10 მპა\_ს [Christel P. et al., 2006].

დამუშავების ვარიანტები:

1. CAD/CAM სისტემის გამოყენებით „რბილი“ – გამოსაწვავი („მწვანე“) და ნახევრად გამომწვარი ცირკონიუმის დიოქსიდი.
2. CAD/CAM სისტემის გამოყენებით „მტკიცე“ – სრულადგამომწვარი.

ცირკონიუმის დიოქსიდის „მწვანე ფაზაში“ შესაძლებელია კარბიდული ბორების გამოყენებით მშრალი ფრეზირება. წინასწარ გამომწვარი ბლანკების შემთხვევაში აუცილებელია ფრეზირებისას წყლით გაგრილების გამოყენება. მიუხედავად მასალის მაღალი სიმტკიცისა, არსებობს შეზღუდვები ხიდისებრი კონსტრუქციის კარკასის დამზადებისას: კონექტორის კვეთის ფართობი \_ 9-12 მმ, დამაკავშირებელი ელემენტების სიმაღლე \_ 3 მმ, კარკასის მინიმალური სისქე \_ 0.4-0.5 მმ (Witkowski 2018).

დამუშავების ყველა სახეობა ხასიათდება დადებითი და უარყოფითი მხარეებით. ცირკონიუმის დიოქსიდის დამუშავება „მწვანე ფაზაში“ ამცირებს ფრეზირების დროს და ფრეზების გაცვეთას. საჭიროა ფრეზირებული კარკასის მოცულობის გაზრდა საშუალოდ 20%-ით წინასწარ, მომავალი შემჭიდროების გათვალისწინებით. წინასწარ გამომწვარი ოქსიდური კერამიკის დამუშავების დროს კი შესაძლო დეფორმაციების რისკი მაღალია, რადგან მასალა გადის აგლომერირების მრავალსაფეხუროვან პროცესს. აღნიშნული ნეგატიური მხარე განსაკუთრებით აღსანიშნავია დიდი მოცულობის, გრძელი კონსტრუქციების დროს (Komine, Blatz, and Matsumura 2010). წინასწარ გამომწვარი ცირკონიის დამუშავება მოითხოვს დიდ დროით და მატერიალურ ხარჯს.

წინასწარ გამომწვარი მასალის სახით ძირითადად ხდება შემდეგი Y-TZP ბლოკების დამუშავება: In Ceram YZ-Cubes (Cerec InLab), ZS-Blanks (Everest), Hint-Els Zirkon TZP-W, DC-Shrink (Precident DCS), DC-Zirkon (Precident DCS), Z-Blanks (Everest), Zirkon TM, Pro 50 (Cynovad), IDP Zirkon (Etcon) და სხვა. „მწვანე ფაზაში“ მყოფი ბლოკების სახით გვხვდება: DC-Zirkon (Precident DCS), Z-Blanks (Everest), Zirkon TM, Pro 50 (Cynovad), IDP Zirkon (Etcon) და სხვა.

დღევანდელ დღეს განსაკუთრებული პოპულარობით სარგებლობს ცირკონიუმის დიოქსიდის თანამედროვე მოდიფიკაციები, რომელთა მეშვეობითაც ხორციელდება ერთიანი, მონოლითური კონსტრუქციების დამზადება შრეობრივი კერამიკის გარეშე (Wiedenmann et al. 2020). შესაბამისად, ძლიერი დატვირთვის დროს, პრაქტიკულად აღარ ხდება შრეებს შორის კავშირის დარღვევა, რასაც მოგვიანებით მისი დაზიანება მოსდევს. გამჭირვალე ცირკონიუმის დიოქსიდის (Prettau® Zirkon, Zirkonzahn; inCoris TZI, Sirona;

FC, Metoxit; KATANA Zirconia ML, Kuraray Noritake Dental და სხვა.) გამოყენებით მზადდება არამხოლოდ მაღალესთეტიკური ორთოპედიული კონსტრუქციები, არამედ, აღნიშნული მასალის სიმტკიცე იძლევა იმის საშუალებას, რომ მათი გამოყენებით დამზადდეს ბუნებრივი კბილების ანტაგონისტები. მიუხედავად იმისა, რომ მზა ბლოკები მოწოდებულია სხვადასხვა ფერით ვარიაციაში, უმეტეს შემთხვევაში, მაღალესთეტიკური შედეგის მისაღებად საჭიროა მათი ინდივიდუალიზება – ხელით შეღებვა. ზოგიერთ შემთხვევაში (KATANA Zirconia ML), გამჭირვალე ცირკონიის დისკი შეიცავს 3-4 შრეს, რათა ზედმიწევნით ზუსტად მოხდეს კბილის შემადგენელი მაგარი ქსოვილების იმიტირება.

### 2.3. ნანოკერამიკა

ნანოტექნოლოგიურ სფეროში თითოეული მნიშვნელოვანი მიღწევა, პირდაპირ ასახავს პოვნებს მოწინავე დარგების შესაბამის პოზიციებზე, მათ შორის სტომატოლოგიაშიც. სტომატოლოგიური ნანოტექნოლოგიური მასალების მრავალმხრივი კვლევები იძლევიან საშუალებას, მოხდეს მათი ინტეგრაცია თანამედროვე ავტომატიზირებულ კომპიუტერულ წარმოებაში.

კერამიკულ მასალებზე ნეგატიურად მოქმედ მთავარ ფაქტორებს წარმოადგენენ: ძლიერი მექანიკური დატვირთვები, მკვეთრი ტემპერატურული ცვლილებები, პირის ღრუს ნოტიო და აგრესიული გარემო. კერამიკული მასალების თვისებები დამოკიდებულია მის სტრუქტურაზე, ქიმიურ შემადგენლობაზე და ფაზობრივ მდგომარეობაზე. სტრუქტურული სიმკვრივის და შემადგენელი ნაწილაკების თანაბარი განაწილება ხელს უწყობს მასალის ფიზიკო-მექანიკური მახასიათებლების გაუმჯობესებას. საბოლოო პროდუქტის დამზადებისას, წარმოების ერთერთ მთავარ სირთულეს წარმოადგენს, გამოწვისას და ცხელი პრესირების დროს მასალის შემადგენელი ნაწილაკების ზომების ზრდა.

მასალის სტრუქტურის შესაცვლელად წარმატებით გამოიყენება ნანოტექნოლოგია. მეთოდი, რომლითაც ხდება წვრილდისპერსიული ნაწილაკების მიღება, საშუალებას იძლევა მასალას მივანიჭოთ ახალი თვისებები . აღნიშნული მოვლენა აიხსნება შემდეგში: შეცვლილი ზედაპირული ურთიერთქმედების თვისებები, შესაძლებლობა შეიქმნას განსხვავებული ფიზიკური ეფექტები(მაგ. ერთი ნაწილაკის მოთავსება მეორეში), კრისტალების რაოდენობრივი ზრდა, მათი უფრო მჭიდრო განლაგება, რაც ხელს უშლის მიკრობზარების წარმოქმნას და ზრდის მასალის ჰიგროსკოპულ მდგრადობას (Gulati and Kumar 2024).

**ნანოკერამიკა** (ინგ. „biocompatible nanoceramics“ ან „nanostructured bioceramics“) წარმოადგენს ნანოსტრუქტურირებულ კერამიკულ მასალას, რომელიც მედიცინაში გამოიყენება მაგარი ქსოვილების აღსადგენად ან ჩასანაცვლებად. იგი წარმოადგენს არაორგანულ მასალას, რომელიც მიიღება ნანო ნაწილაკების მაღალტემპერატურული გამოწვის შედეგად. რადგანაც მაღალი შინაგანი რხევების გამო კერამიკული ნანონაწილაკების შემჭიდროება გართულებულია, აღნიშნული მასალის ფორმირება ხორციელდება იმპულსური ან ჰიდროსტატიკური პრესირების გზით (ჰიდროექსტრუზია). ნანოკერამიკის სტრუქტურული თვისებები შესაძლებელია რადიკალურად განსხვავდებოდეს ტრადიციული, მიკრონული ზომის ნაწილაკებისგან შემდგარი კერამიკული მასალებისგან (Wnek and Bowlin 2008; Park 2014; Narayan 2020).

ნანოკერამიკული სტომატოლოგიური მასალის ერთერთ თვალსაჩინო მაგალითს წარმოადგენს „NanoZir“(Panasonic Dental Co., Osaka). ნანომასალა -წარმოდგენილია ფორმულით:  $ZrO_2CeO_2Al_2O_3$ . მისი ზღვრული სიმტკიცე შეადგენს 750-800 მპა\_ს, რაც აღნიშნული ტიპის კერამიკისთვის რეკორდულად მაღალ მაჩვენებელს წამროადგენს.

## მეტალები და შენადნობები

სტომატოლოგიური კონსტრუქციებისთვის მეტალთა გამოყენება CAD/CAM სისტემის ეპოქის დასაწყისიდანვე იღებს სათავეს. სისტემა „Procera,, იყო ერთერთი პირველი, რომლის მეშვეობითაც შესაძლებელი გახდა ტიტანისგან კარკასების დამზადება ნაპერწკლოვან-ეროზიული დამუშავების გზით.

**ტიტანი** დიდი ხნის განმავლობაში წარმატებით გამოიყენება სტომატოლოგიაში. იგი მაღალი სიმტკიცის, მსუბუქი, დაბალი თბოგამტარობის ბიოთავსებადი მასალაა. მის უარყოფით მხარეს წარმოადგენს დნობის მაღალი ტემპერატურა და გადნობისას ატმოსფერული ჰაერის კომპონენტებთან ურთიერთქმედება, რის შედეგადაც წარმოიქმნება ე.წ. „აღფა შრე“. აღნიშნულის გამოსარიცხად, ტიტანის ჩამოსხმისას, აუცილებელია სპეციალური აპარატურა, რომელშიც ჩამოსხმის პროცესი მიმდინარეობს ინერტული აირით სავსე გარემოში. მიუხედავად ზემოთხსენებული სირთულეებისა, აღსანიშნავია ის ფაქტი, რომ ტიტანის ფრეზირება საკმაოდ ადვილად ხორციელდება. რის გამოც იგი უპირატესი მეთოდია ჩამოსხმასთან შედარებით. თუმცა, აღნიშნულის განმაპირობებელი არ არის მხოლოდ სირთულეები ტიტანის ჩამოსხმისას, არამედ ფრეზირების მეთოდის უდაო ხარისხობრივი უპირატესობაც, რომელიც ვლინდება შემდეგში: მიკროსტრუქტურის შედარებით უფრო მაღალი სიმკვრივე, ჩამოუსხმელი არეების, ფორების და მიკრობზარების არარსებობა, დამატებითი მანუალური დამუშავების გარეშე კონსტრუქციის სისქის ზუსტი რეგულირება.

ფრეზირებისთვის გამოიყენება სტანდარტული დისკები, ბლანკები და ბლოკები, როგორც სუფთა ტიტანის, ასევე მისი სხვადასხვა შენადნობების. რისთვისაც ხშირად იყენებენ ისეთ მეტალებს, როგორიცაა ალუმინი, ნიობიუმი, ვანადიუმი, ცირკონიუმი და სხვა. აღნიშნული მეტალების დამატება განაპირობებს, სუფთა ტიტანთან შედარებით, შენადნობის მექანიკური მახასიათებლის სხვადასხვა ხარისხით გაუმჯობესებას. ამგვარი, ლეგირებული ტიტანის უპირატესობა მდგომარეობს ორფაზიანი ალფა-ბეტა სტრუქტურის არსებობაში. ალფა ფაზა განაპირობებს შენადნობის პლასტიურობას, ბეტა

ფაზა \_ მაღალ სიმტკიცეს (Van Noort 2014). განსხვავებით დენტალური იმპლანტებისგან, თანამედროვე ორთოპედიული კონსტრუქციების დასამზადებლად უპირატესობა ლეგირებულ ტიტანს ენიჭება, განსაკუთრებით ხშირად გამოიყენება ტიტანის შენადნობი Ti6Al4V.

ფრეზირების გარდა, ტიტანი გამოიყენება სპეციალური ფხვნილის სახით სელექციური ლაზერული შედუღებისთვის (SLS). აღნიშნული მეთოდი ადდიტიურ ტექნოლოგიას მიეკუთვნება, რომლის დროსაც ლაზერის სხივის მეშვეობით ხდება მეტალის ნაწილაკების ეტაპობრივი შედუღება, შესაბამისად კარკასის ფორმირება ხდება შრეობრივად. პროცესის მართვას უზრუნველყოფს სპეციალური კომპიუტერული პროგრამა, თვით პროცესი კი სრულად ავტომატიზირებულია. ტიტანის ორთოპედიული კონსტრუქციების, კომპიუტერული წარმოების ამ მეთოდით დამზადების უპირატესობა მდგომარეობს შემდეგში: მოქნილი სისტემა, მასალის არარაციონალური ხარჯვის მინიმალიზაცია, მკვრივი სტრუქტურა, მაღალი ფიზიკო-მექანიკური მახასიათებლებით, ზედაპირის ხაოიანობა, რაც აუმჯობესებს მასზე სხვადასხვა მასალის მოჭიდების ხარისხს.

**ქრომ-კობალტის** შენადნობის ფრეზირება, ტიტანთან შედარებით, გაცილებით რთულია. იგი ასევე ხასიათდება მაღალი ფიზიკო-მექანიკური პარამეტრებით. თუმცა, ტიტანთან შედარებით არის უფრო მძიმე და ნაკლებად ბიოტოლერანტული. მისი გამოყენება ხდება CAM წარმოების როგორც სუბსტრიქციული, ასევე ადდიტიური მეთოდებით, შესაბამისად სხვადასხვა დისკების/ბლანკების/ბლოკების და ფხვნილის სახით. ქრომ-კობალტის შენადნობის ფრეზირებისას გამოიყენება კარბიდული ბორები ზეთოვანი გაგრილებით. აღნიშნულ სფეროში უახლეს მიღწევას წარმოადგენს მეტალთა შენადნობების ახალი თაობა (მაგ. InCoris CC, Sirona n Crypton for inLab, Dentsply). ქრომ-კობალტის შენადნობის ბაზაზე დამზადებულია წინასწარ გამომწვარი მზა ბლოკები, რომელთა ფრეზირებაც ხორციელდება მოცულობის წინასწარი 10%-იანი მეტობით. შემდგომ ეტაპზე მიმდინარეობს არგონით გაჯერებულ არეში საბოლოო გამოწვა, რა დროსაც ხდება მასალის შემჭიდროება რეალურ ხაზობრივ ზომებამდე.

## პლასტმასები და კომპოზიტები

CAD/CAM სისტემის გამოყენებით დროებითი კონსტრუქციების დამზადება, მათი ხარისხობრივი და ესთეტიკური პარამეტრების გაუმჯობესების საშუალებას იძლევა. აგრეთვე ხდება დროითი დანახარჯის მნიშვნელოვანი შემცირებაც (Holst 2010). ამ მიზნით, გამოიყენება კომპოზიციური მასალების მზა ბლოკები (მაგ. CAD Temp, Vita; Telio CAD, Ivoclar Vivadent; Schuetz Dental Tizian). ამ ტიპის კომპოზიტური მასალების გარკვეული ნაწილი შეიცავს 80%-მდე კომპოზიტს და 20% ცირკონიას. აღნიშნული კი იძლევა საშუალებას, მოხდეს მექანიკური და ესთეტიკური მაჩვენებლების გაუმჯობესება. გაადვილებულია კონსტრუქციის პოლირება, იზრდება დიდი სიგრძის რესტავრაციების ამტანობა და რესურსი.

### 3. ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოყენებით დამზადებული მთლიანკერამიკული კონსტრუქციების ეფექტურობა (ლიტერატურის მიმოხილვა და ავტორის თეორიული ანალიზი)

#### 3.1. მოუხსნელი ორთოპედიული კონსტრუქციის ხარისხის შეფასების კრიტერიუმები

უკანასკნელი ორი ათწლეულის მანძილზე მეცნიერების მიღწევებმა განაპირობა თანამედროვე სტომატოლოგიური CAD/CAM სისტემების საყოველთაო წარმატება, ცირკონიუმის დიოქსიდის ორთოპედიული კონსტრუქციების ფართო გავრცელება და აღიარება. აღნიშნულში, მთავარ ფაქტორს წარმოადგენს მასალათმცოდნეობის განვითარება და კბილების და კონსტრუქციების ვიზუალიზაციისთვის ვირტუალური იზომეტრიის გამოყენება. ცირკონიუმის დიოქსიდისგან ხიდების და გვირგვინების შექმნა ეფუძნება ტექნოლოგიას, რომელიც უზრუნველყოფს რესტავრაციების ზედმიწევნით ზუსტ დამზადებას მცირე დროში, მინიმუმამდე დაყავს სუბიექტური ფაქტორი (Thomas 2016). ასევე, აღსანიშნავია, რომ ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოყენებით მნიშვნელოვნად მცირდება ჯვარედინი ინფექციების გავრცელების რისკი (ტრადიციულ, არაპირდაპირი რესტავრაციების მრავალეტაპიანი დამზადების მეთოდთან შედარებით). აღნიშნული მასალის კლინიკური გამოყენების თავისებურება მდგომარეობს შემდეგ ორ ძირითად ფაქტორში:

- ტრადიციული მეთოდისგან პრინციპულად განსხვავებული დამზადების ტექნოლოგია
- სპეციფიკური მასალების გამოყენება

პირველი ფაქტორი დამოკიდებულია სისტემის ყველა მოდულის შესაძლებლობაზე და საფუძვლად უდევს პარამეტრების კომპლექსს, რომელიც მოიცავს: კონსტრუქციის ბიომიმეტიკური პარამეტრების სწორად განსაზღვრა, სწორი კიდოვანი ადაპტაცია,

პარამეტრიზებული მონაცემების სუბსტრუქციული ან ადდიტიური მეთოდით ზუსტი მოდელირება.

მეორე ფაქტორი ზეგავლენას ახდენს პირის ღრუში, კონსტრუქციის შეუფერხებლად მუშაობის რესურსზე, იგულისხმება ლექვიტი დატვირთვის და ბუნებრივი აგრესიული გარემოს პირობებში, როგორც ფუნქციური, ასევე ესთეტიკური მთლიანობის ხანგრძლივი დროით შენარჩუნება.

ზემოთხსენებული პარამეტრების დასაბუთებულად შეფასების მიზნით არსებობს რიგი რეკომენდირებული კრიტერიუმები და მეთოდიკები. მათგან ერთერთი ყველაზე ხშირად გამოიყენება ვიზუალური კრიტერიუმების სისტემა – United States Public Health Service (USPHS) (Hickel 2007). სისტემა 1971 წელს შემუშავდა Cvar J.F. და Ryge G. მიერ. ზოგჯერ შეფასების აღნიშნულ სისტემას ავტორთა საპატივცემულოდ მოიხსენიებენ სახელით – „სისტემა Cvar – Ryge“. მისი ერთერთი ბოლო რევიზია განახორციელა „კალიფორნიის სტომატოლოგთა ასოციაციამ – CDA“ (Poon 2006; Moncada 2007–2009) და „მსოფლიოს სტომატოლოგთა ფედერაციამ – FDI“.

სტომატოლოგიური რესტავრაციების შეფასების აღნიშნული სისტემა მოიცავს ისეთ კრიტერიუმებს, როგორიცაა:

- ფერითი შესატყვისობა, თანაფარდობა და გამჭირვალეობა
- ესთეტიკურ-ანატომიური ფორმა
- კიდობრივი ადაპტაცია
- ოკლუზიური კონტური და ცვეთადობა
- რესტავრაციის მთლიანობა
- ზედაპირის სიპრიალე და ხაოიანობა
- რეტენციის ხარისხი

### 3.2. ცირკონიუმის დიოქსიდის რესტავრაციის თანხვედრის სიზუსტე და კიდოვანი ადაპტაცია

კერამიკული მასალები, რომლებიც განკუთვნილია CAD/CAM სისტემებისთვის, გამოირჩევიან მაღალი ფუნქციური და ესთეტიკური მახასიათებლებით, დაბალი თბოგამტარობით, მაღალი ბიოთავსებადობით, დიდი რესურსით. Padrós et al. (2020), Jevnikar et al. (2010), Moermann and Schug (2006), Sturdevant, Bayne, and Heymann (1999), Parsell et al. (2010), Wittneben et al. (2009) და სხვა ავტორები აღნიშნავენ ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოყენებით დამზადებული რესტავრაციების ხანგრძლივ საექსპლუატაციო ვადებს და მათ სრულ თავსებადობას საყოველთაოდ აღიარებულ მოთხოვნილებებთან. თუმცა, არადამაკმაყოფილებელი მკურნალობის მიზეზად, ყველაზე ხშირად ასახელებენ რესტავრაციის კიდობრივი ადაპტაციის და მთლიანობის დარღვევას.

ორთოპედიული კონსტრუქციის დამზადების ერთერთ მთავარ კრიტერიუმს, როგორც CAD/CAM სისტემის გამოყენებით, ასევე მის გარეშე, წარმოადგენს კიდოვანი ადაპტაციის საკითხი. ფიქსირებული რესტავრაციის კიდის შეუსაბამობამ კბილის მაგარ ქსოვილებთან შესაძლებელია გამოიწვიოს მისი დაზიანება, დეჰერმეტიზაცია, რესურსის შემცირება, მიმდებარე ქსოვილების ტრავმა, მეორადი კარიესი და პულპიტი (ცოცხალი კბილის შემთხვევაში). მჭიდრო კიდობრივი ადაპტაციის ზუსტი შეფასების საშუალებას იძლევა მისი გამოკვლევა მასკანირებელი ელექტრონული მიკროსკოპის საშუალებით (Brandon 2013).

თანამედროვე სტომატოლოგიაში მიღებულია, რომ კონსტრუქციის კიდესა და კბილის ბუნებრივი ქსოვილის საფეხურს შორის მიკრონაპრალი არ უნდა აღემატებოდეს 100 მიკრონს (Tinschert et al. 2004; Ellingsen and Fasbinder 2013; Suttor et al. 2001). რესტავრაციის ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოყენებით დამზადების შემთხვევაში, კიდობრივი ადაპტაციის მაჩვენებელი დამოკიდებულია ციფრული ანაბეჭდის სიზუსტეზე,

პროგრამული უზრუნველყოფის შესაძლებლობებზე და ჩარხზე. სკანირების სიზუსტე დამოკიდებულია სკანერის ტიპზე და მის დანიშნულებაზე. ჩვეულებრივ, სტაციონარულ ოპტიკურ სკანერებს უფრო მაღალი სიზუსტე აქვთ, ვიდრე ორალურს. რაც აიხსენება რამდენიმე სენსორის არსებობით, რომლებიც ერთმანეთის მიმართ გარკვეული კუთხით და მანძილით არიან განლაგებული, რაც შეუძლებელია პირშიგნითა სკანერების შემთხვევაში, გაბარიტული შეზღუდვების გამო. სტომატოლოგიურ სფეროში არსებული თანამედროვე სკანერების უმეტესობის სიზუსტე დამაკმაყოფილებელია, მაღალი სიზუსტის რესტავრაციების დასამზადებლად.

თანამედროვე პროგრამული უზრუნველყოფის ერთერთ მნიშვნელოვან ოფციას წარმოადგენს, ცემენტისთვის განკუთვნილი ნაპრალისა და კიდობრივი ნაპრალის მაჩვენებლების შეცვლის შესაძლებლობა. მაგალითად, CEREC სისტემის მენიუში არსებობს პარამეტრი – „Spacer“, რომელიც განსაზღვრავს კბილის ქსოვილიდან რესტავრაციის დისტანცირებას. ცემენტის სახეობიდან გამომდინარე, ხდება აღნიშნული ნაპრალის სიდიდის რეგულირება. ასევე, შესაძლებელია განვკვეთის ფართობის ზუსტი ვიზუალიზაცია და ინსპექტირება, რაც საშუალებას გვაძლევს ზუსტად შევაფასოთ დასამზადებელი კონსტრუქციის, ბუნებრივ ქსოვილებთან რეტენციის ხარისხი.

რესტავრაციის დამზადების სიზუსტე ასევე მნიშვნელოვნადაა დამოკიდებული სტანდარტული ბლოკების მექანიკური დამუშავების ტექნოლოგიაზე (Kale et al. 2016). თანამედროვე CAM სისტემები ძირითადად იყენებენ 4 ან 5 ღერძიან ფრეზირების მოდულებს, რაც საშუალებას იძლევა ზედმიწევნით ზუსტად მოხდეს დახრის კუთხეების შერჩევა, რაც ზრდის არამხოლოდ ფრეზირების სიზუსტეს, არამედ დამუშავებული ზედაპირის ხარისხსაც. შესაბამისად, თანამედროვე CAD/CAM სისტემების უმრავლესობა, საშუალებას იძლევა რესტავრაციები დამზადდეს არამხოლოდ ზედმიწევნით მაღალი სიზუსტით, არამედ განხორციელდეს ორთოპედიული კონსტრუქციის, კბილის მაგარ ქსოვილებზე ზედდების პარამეტრების რეგულირებაც.

ცირკონიუმის დიოქსიდის შემთხვევაში კიდოვანი ადაპტაციის შეფასება შეესაბამება დაშვებულ ნორმას – 100 მიკრონს. რასაც ადასტურებენ ავტორები: Bindl and Mormann 2005; Komine et al. 2020; Beuer et al. 2014 და სხვა. კიდობრივი თანხვედრის სიზუსტეზე ზეგავლენას ახდენენ სუბიექტური ფაქტორებიც, როგორცაა კბილის ორთოპედიული პრეპარირება და ზედაპირის საბოლოო დამუშავება, პრეპარირება რეკომენდაციების დარღვევით (მაგ. ბასრი კიდეები, ზედმეტი კონუსურობა, ან პირიქით, კბილთა კედლების პარალელობა), ციფრული ინფორმაციის მიღების დაბალი ხარისხი და სხვა. Komine, Iwai, and Kobayashi 2007 აღნიშნავენ, რომ 90°-იანი აქსიოგენგივალური კუთხე არ იძლევა დამაკმაყოფილებელ შედეგებს, მაშინ როდესაც კონვერგენციის კუთხის ზღვრულად გაზრდა მნიშვნელოვნად აუმჯობესებს კონსტრუქციის ზედდებას და რეტენციას.

### **3.3. ცირკონიუმის დიოქსიდის რესტავრაციების გამძლეობა. ცირკონიუმის დიოქსიდის კარკასის მქონე მთლიანკერამიკული კონსტრუქციების გართულებების მიზეზები**

მეტასტაბილური ცირკონიის გამოყენებამ მნიშვნელოვნად გაზარდა ორთოპედიული რეაბილიტაციის შესაძლებლობები. ზღვრული სიმტკიცის მაღალი მაჩვენებელი (1 გპა <) განაპირობებს მასალის მაღალ ამტანობას. კვლევებით დასტურდება, რომ მეტასტაბილური ცირკონიუმის დიოქსიდის ძაბვითი გადაღლა 5 წლის მანძილზეც კი პრაქტიკულად არ ვითარდება (Rosentritt et al. 2017). რაც ასევე დადასტურდა სიმულაციური კვლევებით, სადაც კონსტრუქციაზე განვითარებული დეჰვიტი აქტის რაოდენობა შეადგენდა 1,2 მილიონს. საშუალო დატვირთვამ დეჰვიტი აქტის დროს მიაღწია 1512 ნიუტონს (Van der Zel, Dekker, and Balfoort 2014).

თუმცა, არსებობს ცნება „კერამიკის დაძველება“. ცირკონიუმის დიოქსიდთან მიმართებაში, აღნიშნული ცნება გულისხმობს მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ფაზის, სპონტანურ, პროგრესირებად ტრანსფორმაციას მონოკლინურში. ცნობილია, რომ

კერამიკის დაძველებას იწვევს ტენი და ტემპერატურა 200°C. დეგრადაცია ვლინდება მასალის ზედაპირის ხაოიანობის გაზრდით, მიკრობზარების წარმოქმნით, რაც კონსტრუქციის სიმტკიცის დაქვეითებას იწვევს (Zhang et al. 2019).

მრავალმხრივი კვლევებით დასტურდება, რომ მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის მექანიკური გამძლეობა შეესაბამება პირის ღრუს დისტალურ მიდამოში არსებულ ლეჭვით დატვირთვებს (Sundh, Molin, and Sjogren 2019; Patzelt et al. 2014; Srikanth et al. 2015; Guess, Att, and Strub 2012; Karl 2015). აღნიშნული კვლევებით ვლინდება, რომ კარკასის გატეხვა უმეტესად კონექტორების მიდამოში ხდება. რის საფუძველზეც, რეკომენდირებულია ცირკონიის კარკასის კონექტორების ფართობი არ იყოს 9 მმ<sup>2</sup> ზე ნაკლები. აგრეთვე მნიშვნელოვანია კარკასის სისქე – რეკომენდირებული მინიმალური 0.5 მმ\_დან 0.3 მმ\_მდე შემცირებისას დაფიქსირდა სიმტკიცის კლება 35%-ით (Reich 2017). განსაკუთრებით კრიტიკულია ცირკონიის კარკასიდან ფაიფურის ატკეჩვის საკითხი – სამწლიან პერიოდში ფიქსირდება 13%-იანი (Sailer et al. 2006), ხუთწლიან პერიოდში, კი 15%-იანი მაჩვენებელი [Sailer I. et al., 2007]. გვირგვინიდან ფაიფურის ატკეჩვის შემდეგ, ცირკონიის კარკასზე რჩება მისი მცირე ფენა, რაც მიუთითებს იმ ფაქტზე, რომ დაზიანება ხდება ფაიფურის ფენის სიღრმეში და არა ცირკონიუმის დიოქსიდის და ფაიფურის საზღვარზე. ზოგიერთი მონაცემით, ცირკონიის კარკასიდან ფაიფურის გატეხვის მაჩვენებელმა შესაძლოა 25%-ს მიაღწიოს (Komine, Blatz, and Matsumura 2017).

### **3.4. ცირკონიუმის დიოქსიდის კარკასის მქონე კონსტრუქციების მთლიანობის დარღვევის მიზეზები. მექანიკური და თერმული დამუშავების ზეგავლენა მეტასტაბილურ ტეტრაგონალურ ცირკონიუმის დიოქსიდზე**

კვლევებზე დაყრდნობით შეიძლება დავასკვნათ, რომ ფაიფურის ფენებსა და ცირკონიის კარკასს შორის მტკიცე კავშირი, ცირკონიუმის დიოქსიდის რესტავრაციების წარმატების ერთერთი მთავარი განმაპირობებელია (Matsumura 2017; Sailer et al. 2006, 2007).

აღნიშნული მტკიცე კავშირის განმაპირობებელი ფაქტორებია: ქიმიური ბმის სიძლიერე, მექანიკური ურთიერთკავშირი, დეფექტების ტიპი და კონცენტრაცია, ფაიფურის ფენებში შემამჭიდროებელი ძაბვის დონე, რასაც განაპირობებს კარკასისგან განსხვავებული თერმული გაფართოების კოეფიციენტი (Isgro et al. 2015; De Jager, Pallav, and Feilzer 2005). კარკასის ფორმის პარამეტრირების დარღვევა ფაიფურის შრეების დამსხვრევის ერთერთ მიზეზს წარმოადგენს. მიზეზი შესაძლებელია იყოს ცირკონიუმის დიოქსიდის დაბალი თბოგამტარობა. ასევე აღსანიშნავია, რომ გამოწვისას, კარკასის გარკვეულ არეებზე თერმული ზემოქმედება შედარებით ნაკლებია, რაც განაპირობებს იმ ფაქტს, რომ მისი მიმდებარე ფაიფურის შრეები არასრულად გადიან გამოწვის პროცესს.

ლაბორატორიული კვლევებით დადგინდა, რომ კარკასსა და ფაიფურის შრეებს შორის თერმული გაფართოების კოეფიციენტების შეუსაბამობამ, შეიძლება გამოიწვიოს გართულება, ფაიფურში მიკრობზარების წარმოქმნის და შემდგომში დამსხვრევის მხრივ. კოეფიციენტებს შორის ოპტიმალური სხვაობა შეადგენს  $1,2 - 1,7 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$  (Kohorst 2011).

მასალის ფაზური მეტასტაბილობის და ტრანსფორმაციისკენ მიდრეკილობის სპეციფიკის გათვალისწინებით, არსებობს იმის ალბათობა, რომ ცირკონიუმის დიოქსიდის კარკასის თერმული გაფართოების კოეფიციენტის ცვლილება, შესაძლოა წარმოადგენდეს მისი ფაზური ცვლილების შედეგს. ამ შემთხვევაში უნდა აღინიშნოს, რომ ფაიფური ფენების ატკეზვის მიზეზს წარმოადგენს ცირკონიის ფაზური გადასვლა. მონოკლინური ფაზის ცირკონიუმის დიოქსიდის თერმული გაფართოების კოეფიციენტი შეადგენს  $7,5 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ , რაც გაცილებით მცირეა, ტეტრაგონალურ სტრუქტურასთან შედარებით  $10,8 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ . აღსანიშნავია, რომ ფაზური გადასვლა შეიძლება გამოწვეული იყოს გარეგანი ფაქტორებით, მათ შორის მექანიკური ზემოქმედებით. ცირკონიის კარკასის დამზადებისას ხშირად ხდება აბრაზიული ელემენტების გამოყენება. მიიჩნევა, რომ აღნიშნული ფაქტორი ზეგავლენას ახდენს მის სიმტკიცეზე. ლოკალური ფაზური ცვლილებები წარმოქმნის შიდა ძაბვებს, რამაც შეიძლება ზეგავლენა მოახდინოს არამხოლოდ კარკასის სიმტკიცეზე, არამედ მის ურთიერთქმედებაზე ფაიფურის

შრეებთან. თუმცა, აღნიშნული მოვლენის ბუნება ბოლომდე ჯერ არ არის შესწავლილი. ამ დრომდე არ არსებობს ზუსტი სამეცნიერო დასაბუთება.

აბრაზიული დამუშავების ერთერთი სახე, ქვიშა-ჭავლური დამუშავება, ფართოდ გავრცელებული და აპრობირებული მეთოდია, იგი აუმჯობესებს კარკასზე ფაიფურის მოჭიდებას და ზრდის ცემენტზე ფიქსაციის ადჰეზიურ სიძლიერეს (Kern and Wegner 2005). გარკვეულ კვლევებში აღნიშნა, რომ ცირკონიუმის დიოქსიდის კარკასის ქვიშაჭავლური დამუშავება აუმჯობესებს მასალის ზღვრულ სიმტკიცეს (Guazzato et al. 2005; Curtis et al. 2006; Isnaini et al. 2015). Guazzato M. თავის კვლევებში მიუთითებს, ქვიშაჭავლური დამუშავების შემდგომ, აღნიშნული პარამეტრის ზრდაზე. აგრეთვე, გამოვლინდა ცირკონიის მონოკლინური ფაზის დიდი რაოდენობა კარკასის ზედაპირულ შრეებში, რაც ასევე დადასტურდა სხვა კვლევებით (Zahran 2006; Isnaini et al. 2015). Piconi, Condo, and Kosmač(2014) თვლიან, რომ ქვიშაჭავლური დამუშავება ცირკონიის კონსტრუქციის ზედაპირის გათანაბრებას იწვევს, Zhang Y. (2004), კი თავის კვლევებში აღნიშნავს, რომ აღნიშნული ქმედება ხელს უწყობს უკვე არსებული დეფექტების გაღრმავებას, რითიც ამცირებს კონსტრუქციის სიმტკიცეს და რესურსს.

ქვიშაჭავლური დამუშავება, მასალის ზედაპირზე წარმოქმნის ხაოიანობას და მინი კრატერებს. ცირკონიუმის დიოქსიდის კონსტრუქციაში, ფაზური გადასვლის გამო, ხდება მახლოკირებელი დაძაბულობის წარმოქმნა. არსებობს ვარაუდი, რომ ქვიშაჭავლურ დამუშავებას შეუძლია არამხოლოდ ტეტრაგონალურ-მონოკლინური გადასვლის ინიცირება, არამედ უკუპროცესის – მონოკლინურ-ტეტრაგონალური გადასვლის გამოწვევაც, რაც დაკავშირებულია მასალის ლოკალურ გადახურებასთან და ზეგავლენას ახდენს მის მექანიკურ სიმტკიცეზე.

მკვლევართა აბსოლუტური უმრავლესობა აღნიშნავს, რომ ცირკონიუმის დიოქსიდის კარკასის გარეგანი დამუშავება მოქმედებს მის მექანიკურ მახასიათებლებზე, თუმცა, აღნიშნული მოვლენის შესახებ მათი დასკვნები და მოსაზრებები დიამეტრალურად განსხვავებულია (Luthardt et al. 2004; Guazzato et al. 2010; Denry and Holloway 2006; Isnaini et al. 2015). სამეცნიერო წრეებში არ არსებობს მკაფიო პასუხი, ცირკონიუმის

დიოქსიდის კარკასის სიმტკიცეზე, რა ხარისხის და სახის ზეგავლენას ახდენს, სხვადასხვა ტიპის მექანიკური დამუშავება.

## თერმული დამუშავება

პოლირების და ქვიშაჭავლური დამუშავების შემდგომ, ტეტრაგონალური სტრუქტურის აღსადგენად და შიდა ძაბვების გასანეიტრალეზად, მკვლევართა ნაწილი, რეკომენდაციას უწევს ცირკონიის კარკასიის მეორედ გამოწვას – ე.წ. „მარეგენერირებელი გამოწვის“ ჩატარებას. თუმცა, აღნიშნული ქმედების მიზანმიმართულობა ბადებს მთელ რიგ კითხვებს.

იითრიუმით სტაბილიზებული ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის თერმული დამუშავება მრავალი ავტორის მიერ არის შესწავლილი და უმეტეს შემთხვევაში განიხილება როგორც კერამიკის დაძველების ფაქტორი (Lyon et al. 2011; Wang, Aboushelib, and Feilzer 2008). გარკვეული კვლევები აჩვენებენ, რომ თერმული დამუშავება ზეგავლენას ახდენს მასალის თვისებებზე, იმ შემთხვევაშიც, კი თუ ის ნაკლებია სინთეზის ტემპერატურაზე (Guazzato et al. 2018; Balkaya, Cinar, and Pamuk 2005; Isgro et al. 2015; Sundh et al. 2005). იგი იწვევს ფაზის უკუგარდაქმნას, შესაბამისად, მონოკლინური ფაზის შემცირებას და ტეტრაგონალურის გაზრდას (De Kler 2007; Guazzato 2010; Sato 2007), რაც იწვევს შემამჭიდროებელი ძაბვების გამოთავისუფლებას. კვლევათა ნაწილში, მექანიკურად დამუშავებული ცირკონიუმის დიოქსიდის „მარეგენერირებელი გამოწვის“ შემდეგ, დაფიქსირდა ნარჩენი ძაბვების განეიტრალეზა (Denry and Holloway 2006). სხვა კვლევის მონაცემებით, კი – მასალის ზღვრული სიმტკიცის შემცირება (Zahran 2006). აღნიშნული კვლევებისგან განსხვავებული შედეგი ფიქსირდება სხვა კვლევაში, სადაც ცირკონიაზე დამატებითი გამოწვა ზემოქმედებას არ ახდენს (Wang et al. 2007).

მიუხედავად მონაცემთა განსხვავებისა, ბევრი მწარმოებელი რეკომენდაციას უწევს მარეგენერირებელ გამოწვას (მაგალითად Vita \_1000°C ტემპერატურაზე 15 წუთის

განმავლობაში; Ivoclar Vivadent - 1050°C ტემპერატურაზე ასევე 15 წუთის განმავლობაში). მწარმოებელთა აზრით, ეს აუცილებელია თერმული გაფართოების კოეფიციენტით გამოწვეული ძაბვის გასაწივრებლად (Vita 2014; Ivoclar-Vivadent 2008). თუმცა, მიზანშეწონილია, აღნიშნული რეკომენდაციის გადახედვა, რადგან ითორუმით სტაბილიზებული მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის თერმული დამუშავება იწვევს მისი ფაზის უკუტრანსფორმაციას, რის შემდეგ მასალას აღარ შეუძლია წინააღმდეგობა გაუწიოს ბზარების წარმოქმნას და გავრცელებას (Cotič et al. 2021; Sundh et al. 2006; Guazzato et al. 2010).

ზემოთქმულიდან გამომდინარე, შეგვიძლია დავასკვნათ, რომ ცირკონიუმის დიოქსიდის კარკასის აბრაზიული დამუშავების ზეგავლენის ხარისხი და თვისება, ისევე როგორც „მარეგენერირებელი გამოწვის“ საჭიროების საკითხი, ბუნდოვანი და გაურკვეველია და საჭიროებს შემდგომ ექსპერიმენტულ კვლევებს.

## მეთოდოლოგია, მეთოდიკები და მეთოდები

სამუშაოში გამოყენებულია სხვადასხვა მაღალტექნოლოგიური კვლევების შედეგები: ცირკონიუმის დიოქსიდის მექანიკური თვისებების შესწავლა სამწერტილოვანი ზეწოლისას, მასკანირებელი ელექტრონული მიკროსკოპით გამოკვლევა, რენტგენული დიფრაქტომეტრია ხარისხობრივი და რაოდენობრივი ფაზური ანალიზით, ზუსტი შესაბამისობის შეფასება ციფრული მიკროსკოპის გამოყენებით. აგრეთვე, აღნიშნულ საკითხებთან დაკავშირებით, შესწავლილია მსოფლიო პრაქტიკაში არსებული თანამედროვე კვლევები.

### 1. Y-TZP ნიმუშების ზღვრული სიმტკიცის განსაზღვრა სამწერტილოვანი დეფორმაციის მეთოდით

ზღვრული სიმტკიცით განისაზღვრება ის მაქსიმალური მადეფორმირებელი ძალა, რომელსაც უძლებს ნიმუში დაზიანებამდე. კერამიკული მასალების გამოცდისას, აღინიშნება მხოლოდ პირველადი ხისტი დეფორმაცია, რის შემდეგ ხდება მასალის დამსხვრევა. აღნიშნული კვლევა განხორციელდა დანადგარზე Instron 3369 (Instron systems, Illinois Tool Works Inc, აშშ), რომელიც აღჭურვილია დატვირთვის სენსორით (STATIC LOAD CELLS) 2530-5KN (5000 ნიუტონი). კვლევისას, დატვირთვის სიჩქარე შეადგენდა 0.5მმ/წმ, ბლოკებს შორის მანძილი 10 მმ. დატვირთვა ხორციელდებოდა შუალედურ წერტილზე, 0.01 ნიუტონის სიზუსტით.



სურ.1. Instron 3369, უნივერსალური მექანიკური სატესტო დანადგარი, რომელზეც განხორციელდა კვლევები

საცდელ ნიმუშში მაქსიმალური დამაბულობის გამოთვლა ხორციელდება შემდეგი ფორმულით:  $\sigma_{დრკ} = 3PL/2WH^2(11)$ , სადაც

$\sigma_{დრკ}$  - ზღვრული სიმტკიცე, მპა;

P - მაქსიმალური დატვირთვა, ნიუტონი;

L - საყრდენ წერტილებს შორის მანძილი, მმ;

W - ნიმუშის სიგანე, მმ;

H - ნიმუშის სიმაღლე, მმ.

მაგალითად, თუ მაქსიმალური დატვირთვა (P) უდრის 3035.502 ნიუტონს, საყრდენ წერტილებს შორის მანძილი(L) 10 მმ\_ს, ნიმუშის სიგანე(W) 3.91 მმ\_ს და ნიმუშის

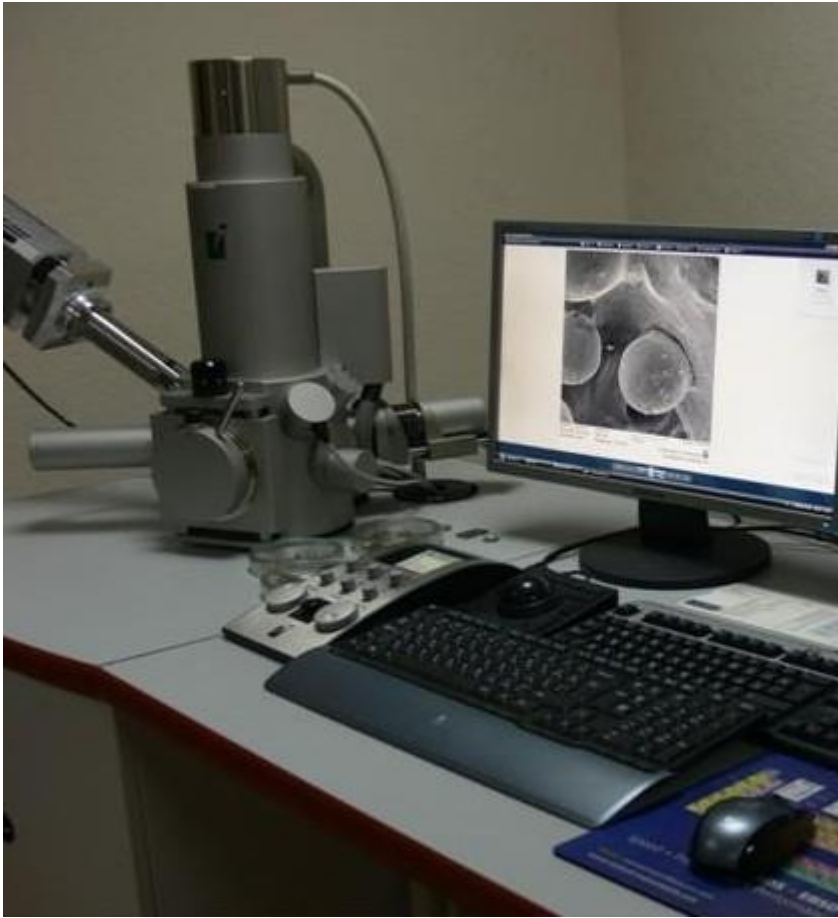
სიმაღლე(H) 2.96 მმ\_ს, მაშინ ფორმულის მიხედვით, გამოთვლა განხორციელდება შემდეგნაირად:

$$\sigma_{დრკ} = 3PL/2WH^2$$

$$\sigma_{დრკ} = 3 \times 3035.502 \times 10 / 2 \times 3.91 \times 2.96 = 1329.112 \text{მპა}$$

## 2. გამოკვლევა მასკანირებელი ელექტრონული მიკროსკოპით

საცდელი ნიმუშების ვიზუალური ანალიზისთვის მოხდა მასკანირებელი ელექტრონული მიკროსკოპის გამოყენება, რომელიც საშუალებას გვაძლევს შევისწავლოთ ობიექტები ზომით 1 მიკრონი და უფრო მცირე. ნიმუშების სპეციალურად დამუშავებული წიბოების შესწავლა განხორციელდა 1000 გადიდებით, მიკროსკოპის – Tescan VEGA II (ჩეხეთი) გამოყენებით.



სურ. 2. Tescan VEGA II, ელექტრონული მიკროსკოპი, რომელზეც განხორციელდა კვლევები

### 3. Y-TZP საცდელი ნიმუშების ზედაპირების რაოდენობრივი და ხარისხობრივი რენტგენოგრაფიული ანალიზი

#### კვლევის მეთოდიკა

რენტგენოგრაფიული ანალიზი წარმოადგენს კრისტალური აგებულების მასალების, ელემენტარულ და ფაზურ შემადგენლობაზე ინფორმაციის მიღების მნიშვნელოვან კვლევას. აღნიშნული კვლევის არსი მდგომარეობს იმაში, რომ კრისტალური აგებულების ნებისმიერი სხეული ხასიათდება მისთვის სპეციფიკური კრისტალური მესერით, განსაზღვრული ქიმიური შემადგენლობით და ატომთა სპეციფიკური განლაგებით. კრისტალური მესერის გეომეტრია განაპირობებს სიბრტყეთაშორისი მანძილების ვარიაციებს. შესაბამისად, ბრეგგეს კუთხეებს მ მოცემული გამოსხივებით დიფრაქციისას.

პოლიკრისტალური სხეულების რენტგენოფაზური ანალიზი საშუალებას იძლევა:

- გამოვიკვლიოთ მასალის ფაზური შემადგენლობა;
- განვსაზღვროთ მასალის ელემენტარული შემადგენელი ერთეულის პარამეტრები;
- დავადგინოთ მყარი სხეულის ზუსტი შემადგენლობა;
- განვახორციელოთ სტრუქტურული ანალიზი – განვსაზღვროთ შემადგენელ ატომთა კოორდინატები
- გამოვიკვლიოთ მასალის ფაზური გადასვლები.

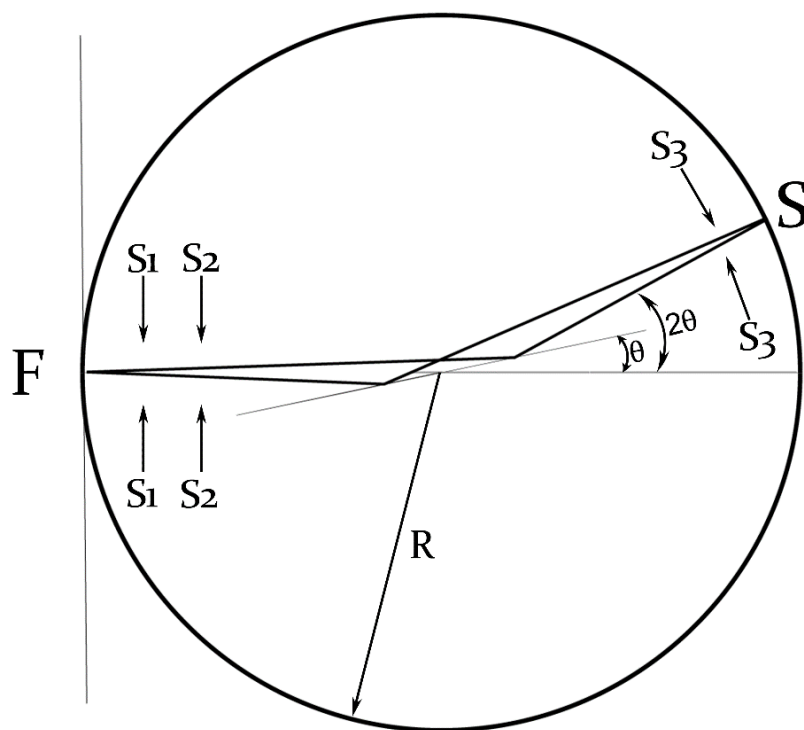
რენტგენოფაზური ანალიზის ერთ-ერთ მნიშვნელოვან უპირატესობას წარმოადგენს ის ფაქტი, რომ პოლიკრისტალური მასალის შესასწავლად არ ხდება მასზე რაიმე სახის ფიზიკური ზემოქმედება და დანაწევრება, რასაც მაგალითად ფხვნილისებრი ანალიზის დროს ვხვდებით. ჩვენს შემთხვევაში, აღნიშნული უპირატესობა მნიშვნელოვან როლს თამაშობს და განაპირობებს კვლევის შედეგების ობიექტურობას და მაღალი ხარისხის სიზუსტეს.

კრისტალური აგებულების მასალის ხარისხობრივი და რაოდენობრივი ფაზური შემადგენლობის ობიექტური შეფასების მეთოდს წარმოადგენს დიფრაქციული ანალიზი. რენტგენის სხივები, რომლებიც კრისტალს სხვადასხვა კუთხით ეცემიან, საშუალებას გვაძლევენ განვსაზღვროთ აღნიშნული სხეულისთვის დამახასიათებელი ცალკეული მოდიფიკაციები. ამგვარად, რაოდენობრივი და ხარისხობრივი რენტგენოფაზური ანალიზი ეფუძნება კრისტალურ მესერზე რენტგენის სხივების დიფრაქციის მოვლენას.

ხარისხობრივი ფაზური ანალიზის მეთოდი დაფუძნებულია დიფრაქციული მაქსიმუმების შედარებითი ინტენსივობების მდებარეობების განსაზღვრასთან. აღნიშნული მოვლენა წარმოიქმნება კრისტალური მესერის შემადგენელი ატომებიდან, რენტგენოლოგიური გამოსხივების არეკვლისას.

რაოდენობრივი ანალიზი დაფუძნებულია გამოსაკვლევ ობიექტში, შესაბამისი ფაზური შემადგენელიდან, დიფრაქციული არეკვლის ინტენსივობის განსაზღვრაზე. აღნიშნული მეთოდით შესაძლებელია, კრისტალურ სხეულში სხვადასხვა ტიპის ფაზების რაოდენობების განსაზღვრა. ჩვენს შემთხვევაში, აღნიშნული მეთოდიკა ოპტიმალურია ცირკონიუმის დიოქსიდის მექანიკური და თერმული დამუშავების შედეგად შესაძლო ფაზური ცვლილებების შესასწავლად.

სქემა 1. დიფრაქტომეტრის მუშაობის დეტალური სქემა



რაოდენობრივი და ხარისხობრივი რენტგენოფაზური ანალიზის დროს, ხდება გამოსხივების გამოყენება ტალღის სიგრძით  $\lambda$ , რომელიც ტოლია კრისტალის ატომთაშორისი მანძილის. რენტგენის სხივი, ეცემა რა ობიექტს  $\theta$  კუთხით, თავისუფლად გაივლის ერთატომიან შრეს, თუმცა ამავე დროს ნაწილობრივ აირეკლება იმავე  $\theta$  კუთხით. ტალღები, რომელთა „არეკვლა“ ხდება სხვადასხვა სიბრტყეებიდან,

ერთმანეთზე ურთიერთქმედებენ\_ ხდება ინტერფერენცია. კოჰერენტული ტალღების ინტერფერენცია განისაზღვრება მათი ფაზებით და ამპლიტუდებით.

კვლევის შედეგების ფორმირებაში მოხდა დიფრაქტომეტრის "X'Pert MRD Pro" (Malvern Panalytical GmbH, (გერმანია) გამოყენება. ავტორის დაკვეთით კვლევა განხორციელდა გერმანიაში, სპეციალიზებულ მაღალკვალიფიციურ დაწესებულებაში \_ **Fraunhofer-Institut für Schicht- und Oberflächentechnik marsIST**, 2023 წელს.



სურ. 3. X'Pert MRD Pro, დიფრაქტომეტრი, რომელზეც განხორციელდა კვლევები

დიფრაქტომეტრის შემადგენელ ელემენტებს წარმოადგენს გონიომეტრული მოწყობილობა, რენტგენის ტუბუსი, რენტგენის სენსორი და გამზომი ხელსაწყო.

რენტგენის ტუბუსით ფოკუსირებული სხივები წარიმართება S1 და S2 მიმართულებით, რის შემდეგ ნიმუშის ზედაპირთან დიფრაგირებენ და აღიქმებიან დეტექტორით S.

აღსანიშნავია, რომ გონიომეტრზე, ნიმუშის ზედაპირის თანხვედრა ხდება ფოკუსირების სიბრტყეზე. გამზომი ხელსაწყო ყველა დეტალი დაფიქსირებული არის გონიომეტრულ აპარატზე. დიფრაქტომეტრში, საცდელი ნიმუშიდან ფოკუსირება განხორციელდა ბრეგა-ბრენტანოს მეთოდის მიხედვით. ნიმუშის ზედაპირის სირტყეში მდებარეობა  $\theta$  კუთხით ტოლია ნულის. დიფრაქციული სურათის ფორმირების გასაუმჯობესებლად, ხდებოდა საცდელი ნიმუშის ბრუნვა. დეტექტორის მდებარეობის შეცვლის დროს, ნიმუშის მობრუნება ხორციელდებოდა  $\theta$  კუთხით. დეტექტორის და ნიმუშის დამჭერის მოძრაობაში მოყვანა ხორციელდება სინქრონული ელექტროძრავით. დეტექტორზე მოხვედრილი რენტგენის სხივების ინტენსივობის გამოთვლა ხდება იმპულსების სიჩქარის დათვლით  $n=N/t$ , სადაც N არის იმპულსების რიცხვი, რომელთა დაფიქსირება მოხდა t დროში.

საცდელი ნიმუშის ზედაპირებზე კრისტალური ფაზების შემცველობის შეფასება განხორციელდა ინტეგრალური მაქსიმუმებით, კუთხის  $2\theta$   $2^\circ$ -დან  $40^\circ$ -მდე მნიშვნელობის ინტერვალში. ნიმუშში, კრისტალური ფაზების რაოდენობების განსაზღვრა ხორციელდებოდა შეფარდებითი ინტეგრალური აქტივობით. ანალიზისთვის შეირჩა ინტეგრალური აქტივობის ყველაზე ინტენსიური პიკები.

### კვლევის მასალა

კვლევის ჩასატარებლად მოხდა  $ZrO_2$ -ის, სტაბილიზებული  $Y_2O_3$ -ის (შემდეგში მოხსენიებული Y-TZP-ის სახელით) ნიმუშების გამზადება და მათი დაყოფა 5 ჯგუფად:

- პირველ ჯგუფში შემავალ ნიმუშებზე განხორციელდა ქვიშაჭავლური დამუშავება, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვის გარეშე.
- მეორე ჯგუფში შემავალ ნიმუშებზე განხორციელდა ქვიშაჭავლური დამუშავება, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით.

- მესამე ჯგუფში შემავალ ნიმუშებზე განხორციელდა ალმასის ბორით აბრაზიული დამუშავება, დამატებითი გამოწვის გარეშე.
- მეოთხე ჯგუფში შემავალ ნიმუშებზე განხორციელდა როგორც ალმასის ბორით დამუშავება, აგრეთვე მარეგენერირებელი გამოწვა.
- მეხუთე ჯგუფში შემავალ ნიმუშებზე არ განხორციელებულა არავითარი მექანიკური ან ტემპერატურული ზემოქმედება, შესაბამისად წარმოადგენს საკონტროლო ჯგუფს.

თითოეულ ჯგუფში მოიცავს მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის 10 ნიმუშს. შემდგომ, მოხრის გამძლეობის (Bending strength) „სამწერტილოვანი“ ტესტის ჩატარების მიზნით განხორციელდა ყველა ნიმუშის გამოცდა, შესაბამისად მათი დამსხვრევა, რის შემდეგაც ჩატარდა მაკრო და მიკროსკოპული გამოკვლევა.

კვლევის მომდევნო ეტაპზე განხორციელდა ნიმუშების მასკანირებელი ელექტრონული მიკროსკოპით გამოკვლევა(გადიდება 1000 ჯერადამდე), რამაც სხვადასხვა ზემოქმედების შედეგად გამოწვეული სტრუქტურული ცვლილებების ვიზუალიზაციის საშუალება მოგვცა.

ექსპერიმენტალური კვლევა ავტორის დაკვეთით ჩატარდა ISO 6872:2015 (Dentistry-Ceramic materials) სტანდარტთან შესაბამისობაში გერმანიისა და ჩეხეთის რესპუბლიკის სპეციალიზებული ცენტრების ლაბორატორიებში: Institut für Festkörperphysik, Ulm, Germany; CSMS\_Československá Mikroskopická Společnost, Czech Republic, 2022 და 2023 წლებში.

მიღებული შედეგების სტატისტიკური დამუშავება განხორციელდა პროგრამაში TIBCO Statistica v13 2022 დისპერსიული ანალიზის ANOVA Origin სტატისტიკური პაკეტის მეშვეობით.

კვლევითი მასალის სახით, მოხდა მოუხსნელი კონსტრუქციების კარკასების ავტომატიზირებული წარმოებისთვის განკუთვნილი, Y-TZP ბლოკების გამოყენება

(VITA In-Ceram YZ for in Lab, Vita Zahnfabrik), სულ 80 ერთეულის რაოდენობით. ფრეზირების შემდეგ, განხორციელდა საბოლოო გამოწვა ღუმელში \_ VITA ZYRCOMAT® 6100 MS (Vita Zahnfabrik, გერმანია) და 80 ეგზეპლარიდან, სინათლის მიკროსკოპის მეშვეობით ამოირჩია, შინაგანი დეფექტის არმქონე 50 ცალი.

შემდეგ ეტაპზე მოხდა მათი დაყოფა პირობით ჯგუფებად:

პირველი ჯგუფი აღინიშნა ასოთი „SB“ და მასში შემავალი კარკასები დამუშავდა ქვიშაჭავლით \_  $Al_2O_3$  დისპერსიულობით 110 მიკრონი, 10 წამის მანძილზე, კარკასიდან 2 სმ\_ის დაშორებით, 3 ბარი წნევით.

მეორე ჯგუფი აღინიშნა „SBS“. მათ ჩაუტარდათ იგივე დამუშავება რაც პირველ ჯგუფს და დამატებით განხორციელდა ე.წ. „მარეგენერირებელი“ გამოწვა  $1000^{\circ}C$  ტემპერატურაზე 15 წუთის მანძილზე (რეგენერაციის რეჟიმი \_ 25 წთ., სტარტი  $550^{\circ}C$ , გახურების სიჩქარე -  $100^{\circ}C$  /წუთში).

მესამე ჯგუფი აღინიშნა ასოთი „D“. განხორციელდა მათი აბრაზიული დამუშავება ცირკონიუმის დიოქსიდისთვის განკუთვნილი სპეციალიზებული ალმასის ბორით „ZR6850.FG.016 Crown and Bridge“ (Komet, გერმანია).

მეოთხე ჯგუფი აღინიშნა ასოთი „DS“. მასში შემავალ ნიმუშებს ჩაუტარდათ ისეთივე დამუშავება როგორც მეოთხე ჯგუფს, იმ განსხვავებით, რომ მოხდა მათი შემდგომი გამოწვა (ზემოთაღნიშნული სქემით).

მეხუთე ჯგუფი აღინიშნა ასოთი „C“ \_ როგორც საკონტროლო და მასში შემავალ მასალებზე არ განხორციელებულა არავითარი ზემოქმედება;

ყველა ნიმუშის ზედაპირი გასუფთავდა და გამოშრა, საბოლოო ზომების განსაზღვრა მოხდა 0,01 მმ\_ის სიზუსტით.

## დაცვაზე წარდგენილი ძირითადი საკითხები

1. მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის საფუძველზე დამზადებული კარკასული კერამიკის მექანიკური აბრაზიული დამუშავება ზეგავლენას ახდენს სიმტკიცეზე, აგრეთვე ადგილი აქვს დამუშავებული ზედაპირის ფაზური

მდგომარეობის და ხაზობრივი თერმული გაფართოების კოეფიციენტის არაპროგნოზირებად ცვლილებას, რაც თავის მხრივ შეიძლება წარმოადგენდეს კარკასიდან კერამიკის ატკეჩვის მიზეზს.

2. მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის საფუძველზე დამზადებული კერამიკული კარკასის მაღალტემპერატურული გამოწვა მისი აბრაზიული დამუშავების შემდეგ, ახდენს სიმტკიცეზე ზემოქმედებას, რა დროსაც ადგილი აქვს დამუშავებული ზედაპირის ფაზური მდგომარეობის ნორმალიზებას.

### კვლევის სარწმუნოობის ხარისხი

ცირკონიუმის დიოქსიდის საცდელი ნიმუშების ფიზიკო-ქიმიური მახასიათებლების და თვისებების შესასწავლად, მაღალტექნოლოგიური ექსპერიმენტალური კვლევები, 2022-2023 წწ. ავტორის დაკვეთით განხორციელდა გერმანიისა და ჩეხეთის ავტორიტეტულ დაწესებულებებში – Institut für Festkörperphysik, Ulm, Germany; CSMS\_Československá Mikroskopická Společnost, Czech Republic; Fraunhofer-Institut für Schicht- und Oberflächentechnik IST, მკაცრი დარგობრივი სტანდარტების გათვალისწინებით DIN EN ISO 6872:2019-01 (ISO 6872:2015 + Amd.1:2018) Dentistry-Ceramic materials.

კვლევითი მასალის სახით, მოხდა ავტომატიზირებული წარმოებისთვის განკუთვნილი, მაღალი ხარისხის Y-TZP ბლოკების გამოყენება – VITA In-Ceram YZ for in Lab, Vita Zahnfabrik, სულ 80 ერთეულის რაოდენობით. ფრეზირების შემდეგ, განხორციელდა საბოლოო გამოწვა ღუმელში – VITA ZYRCOMAT® 6100 MS (Vita Zahnfabrik, გერმანია) და 80 ეგზეპლარიდან, სინათლის მიკროსკოპის მეშვეობით ამოირჩია, შინაგანი დეფექტის არმქონე 50 ერთეული.

კვლევის შედეგების ფორმირებაში მოხდა დიფრაქტომეტრის X'Pert MRD Pro (Malvern Panalytical GmbH, Germany) უნივერსალური ტორსიული სატესტო დანადგარის Instron 3369 (Instron systems, Illinois Tool Works Inc, აშშ) და ელექტრონული მიკროსკოპის Tescan VEGA II (ჩეხეთი) გამოყენება.

## ექსპერიმენტული კვლევის შედეგები

მეტასტაბილურ ტეტრაგონალურ ცირკონიუმის დიოქსიდზე ზედაპირული აბრაზიული დამუშავების და ტემპერატურული ზემოქმედების ზეგავლენა

### შესავალი

როგორც აღვნიშნეთ, ცირკონიუმის დიოქსიდის, როგორც ორთოპედიული კონსტრუქციის კარკასად გამოყენებადი მასალის ერთ-ერთ გამოხატულ უარყოფით მხარეს წარმოადგენს ამ მასალის გატეხვის შემთხვევები (Machry et al. 2022). პარადოქსულია ის გარემოება, რომ რაც უფრო მაღალია ცირკონიუმის დიოქსიდის ოპტიკური მაჩვენებლები, მით უფრო შეიმჩნევა მისი მექანიკური გამძლეობის კლების ტენდენცია და პირიქით (Lümkemann and Stawarczyk 2021). ტექნოლოგიური პროცესის სიღრმისეულმა შესწავლამ გამოავლინა აზრთა სხვადასხვაობა და რეკომენდაციების მნიშვნელოვანი განსხვავებები ცირკონიუმის დიოქსიდისგან ორთოპედიული კონსტრუქციების დამზადების პროცესთან დაკავშირებით (Holman et al. 2020; Lümkemann and Stawarczyk 2021). არსებობს განსხვავებული რეკომენდაციები აბრაზიული დამუშავების და ე.წ. „მარეგენერირებელი“ გამოწვის(regeneration firing) საჭიროების შესახებ (Hatanaka et al. 2017). შესაბამისად, აღნიშნული საკითხის სიღრმისეული ექსპერიმენტული კვლევა და მიღებული შედეგების იმპლემენტაცია მნიშვნელოვან წვლილს შეიტანს ცირკონიუმის დიოქსიდის გამოყენებით პაციენტთა ორთოპედიული რეაბილიტაციის საკითხში.

კერამიკული მასალის დამსხვრევა შეიძლება გამოწვეული იყოს როგორც ერთეული მიკროსტრუქტურული დეფექტით წარმოქმნილი ბზარით, აგრეთვე მრავლობითი დეფექტების კოალესცენციით (Machry et al. 2022; Kaizer et al. 2020). პრაქტიკული გამოყენებით ინტერესს კარკასული მასალების დრეკადობის მიმართ წინააღმდეგობა და ბზარების წარმოქმნის მიმართ გამძლეობა წარმოადგენს.

ბზარების წარმოქმნის მიმართ მედეგობის შეფასება შესაძლებელია ორი მეთოდით:

1. მასალის განივი დაჭრით და შემდგომი დამსხვრევით სპეციალურ გამოსაცდელ აპარატში.

2. მასალის მოხრის გამძლეობის (Bending strength) განსაზღვრით.

ჩვენ სწორედ ეს უკანასკნელი ავირჩიეთ, როგორც უფრო ზუსტი და გავრცელებული კვლევის სახეობა. მოხრის გამძლეობის შეფასების ტესტი ხორციელდება „სამწერტილოვანი“, „ოთხწერტილოვანი“ და ბიაქსიალური დატვირთვის მეთოდებით. სამწერტილოვანი მეთოდით გამოცდისას, სწორკუთხოვან საცდელ ნიმუშზე, რომელიც ეყრდნობა ორ წერტილს, ზემოდან მის ცენტრზე ხორციელდება დატვირთვა. სიმტკიცე გამოითვლება მაქსიმალური დატვირთვის მიხედვით, რა დროსაც ხდება შესაბამისი გაბარიტული მაჩვენებლების საცდელი ნიმუშის დამსხვრევა, დატვირთვის წერტილების და ტემპერატურის გათვალისწინებით (Shafter 2017).

მასკანირებელი ელექტრონული მიკროსკოპით გამოკვლევა შესაძლებლობას იძლევა განხორციელდეს 1 მკმ\_ზე მცირე ობიექტების დეტალური ვიზუალური შესწავლა, რაც საშუალებას გვაძლევს დავაფიქსიროთ მასალის სტრუქტურაში მიკროსკოპული ცვლილებები.

**Y-TZP საცდელი ნიმუშების სიმტკიცის სამწერტილოვანი დეფორმაციის მეთოდით გამოცდის კვლევის შედეგები**

კვლევის შედეგად გამოვლინდა, რომ ქვიშაჭავლური დამუშავება და ქვიშაჭავლური დამუშავება შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით, ზეგავლენას ახდენს Y-TZP ნიმუშების სიმტკიცეზე (ცხრილი 3. და ცხრილი 4.).

ქვიშაჭავლური დამუშავებისას, მასალის საშუალო სიმტკიცე წარმოადგენს 1253.67 მეგაპასკალს, ხოლო ქვიშაჭავლური დამუშავებისას, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით, საკვლევი ობიექტის საშუალო სიმტკიცემ შეადგინა 744.96 მპა.

ცხრილი 3. ზღვრული სიმტკიცე, ნიმუშები ქვიშაჭავლური დამუშავებით „SB“

ნიმუში ს ნომერი	ნიმუშის სიმაღლე H, მმ	ნიმუში ს სიგანე W, მმ	საყრდენ წერტილებ ს შორის მანძილი, L, მმ	ტრავერსი ს სიჩქარე V, მმ/წმ	მაქსიმალურ ი დატვირთვა P, ნიუტონი	სიმტკიცე ღუნვაზე MPa
1	2.96	3.91	10.00	0.5	3035.502	1329.112
2	2.94	3.79	10.00	0.5	2193.197	1004.234
3	2.91	3.83	10.00	0.5	2924.176	1352.415
4	2.92	3.78	10.00	0.5	2778.019	1292.912
5	2.85	3.97	10.00	0.5	2612.143	1215.089
6	2.89	3.79	10.00	0.5	2458.117	1164.820
7	2.93	3.76	10.00	0.5	2873.318	1335.217
8	2.84	4.00	10.00	0.5	2779.246	1292.176
9	2.87	3.92	10.00	0.5	2815.632	1308.029
10	2.88	4.00	10.00	0.5	2748.739	1242.739
min	2.84	3.76	10.00	0.5	2193.197	1004.234
max	2.96	4.00	10.00	0.5	3035.502	1352.415
<b>average</b>	<b>2.90</b>	<b>3.88</b>	<b>10.00</b>	<b>0.5</b>	<b>2721.808</b>	<b>1253.674</b>

ცხრილი 4. ზღვრული სიმტკიცე, ნიმუშები ქვიშაქავლური დამუშავებით, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით „SBS“

ნიმუში ს ნომერი	ნიმუშის სიმაღლ ე H, მმ	ნიმუში ს სიგანე W, მმ	საყრდენ წერტილებ ს შორის მანძილი, L, მმ	ტრავერსი ს სიჩქარე V, მმ/წმ	მაქსიმალურ ი დატვირთვა P, ნიუტონი	სიმტკიცე ლუნვაზე MPa
1	2.93	3.96	10.00	0.5	1764.240	778.428
2	2.91	3.88	10.00	0.5	1349.314	616.008
3	2.88	3.97	10.00	0.5	1648.539	750.957
4	2.96	4.00	10.00	0.5	1549.897	663.362
5	2.89	3.79	10.00	0.5	1693.549	802.517
6	2.92	3.84	10.00	0.5	1836.731	841.472
7	2.95	3.91	10.00	0.5	1739.682	766.879
8	2.87	3.95	10.00	0.5	1492.473	688.077
9	2.99	3.82	10.00	0.5	1537.625	675.361
10	2.85	3.92	10.00	0.5	1839.488	866.588
min	2.85	3.79	10.00	0.5	1349.314	616.008
max	2.99	4.00	10.00	0.5	1839.488	866.588
<b>average</b>	<b>2.91</b>	<b>3.90</b>	<b>10.00</b>	<b>0.5</b>	<b>1645.153</b>	<b>744.964</b>

ცხრილი 5. ზღვრული სიმტკიცე, ალმასის ბორით დამუშავებით „D“

ნიმუში ს ნომერი	ნიმუშის სიმაღლე H, მმ	ნიმუში ს სიგანე W, მმ	საყრდენ წერტილებ ს შორის მანძილი, L, მმ	ტრავერსი ს სიჩქარე V, მმ/წმ	მაქსიმალურ ი დატვირთვა P, ნიუტონი	სიმტკიცე ღუნვაზე MPa
1	2.87	3.94	10.00	0.5	2348.549	1085.503
2	2.89	4.00	10.00	0.5	2547.394	1161.169
3	2.94	3.89	10.00	0.5	2179.425	972.275
4	2.98	3.83	10.00	0.5	2394.527	1056.038
5	2.91	3.84	10.00	0.5	2527.449	1165.887
6	2.85	4.00	10.00	0.5	2249.936	1038.752
7	2.92	3.96	10.00	0.5	2067.475	918.482
8	2.88	3.88	10.00	0.5	2172.593	1012.635
9	2.96	3.92	10.00	0.5	2607.504	1138.798
10	2.84	4.00	10.00	0.5	2283.490	1061.680
min	2.84	3.83	10.00	0.5	2067.475	972.275
max	2.98	4.00	10.00	0.5	2607.504	1165.887
<b>average</b>	<b>2.90</b>	<b>3.93</b>	<b>10.00</b>	<b>0.5</b>	<b>2337.8342</b>	<b>1061.122</b>

ცხრილი 6. ზღვრული სიმტკიცე, ალმასის ბორით დამუშავებით, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით „DS“

ნომერი	ნიმუშის სიმაღლე H, მმ	ნიმუშის სიგანე W, მმ	საყრდენ წერტილებს შორის მანძილი, L, მმ	ტრავერსის სიჩქარე V, მმ/წმ	მაქსიმალური დატვირთვა P, ნიუტონი	სიმტკიცე ლუნვაზე MPa
1	2.91	3.89	10.00	0.5	2136.157	972.722
2	2.96	3.92	10.00	0.5	2031.543	887.254
3	2.84	3.82	10.00	0.5	2138.459	1041.099
4	2.93	4.00	10.00	0.5	2261.297	987.765
5	2.82	3.96	10.00	0.5	2048.691	975.830
6	2.94	3.88	10.00	0.5	1987.165	888.789
7	2.87	3.84	10.00	0.5	2049.583	971.990
8	2.93	4.00	10.00	0.5	2219.316	969.427
9	2.91	3.95	10.00	0.5	1861.530	834.792
10	2.81	3.96	10.00	0.5	2053.279	984.989
min			10.00	0.5		834.792
max		4.00	10.00	0.5		1041.099
<b>average</b>	<b>2.89</b>	<b>3.92</b>	<b>10.00</b>	<b>0.5</b>	<b>2078.702</b>	<b>951.466</b>

ცხრილი 7. ზღვრული სიმტკიცე, საკონტროლო ჯგუფი „C“

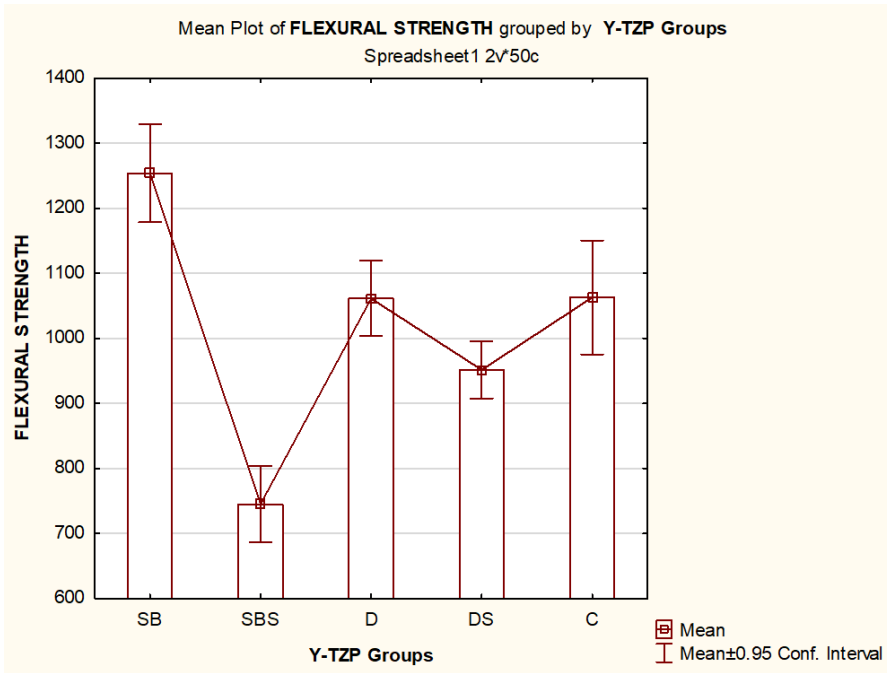
ნიმუში ს ნომერი	ნიმუშის სიმაღლე H, მმ	ნიმუში ს სიგანე W, მმ	საყრდენ წერტილებ ს შორის მანძილი, L, მმ	ტრავერსი ს სიჩქარე V, მმ/წმ	მაქსიმალურ ი დატვირთვა P, ნიუტონი	სიმტკიცე ღუნვაზე MPa
1	2.87	3.91	10.00	0.5	2473.519	1152.036
2	2.93	3.96	10.00	0.5	2397.740	1057.945
3	2.89	4.00	10.00	0.5	2648.281	1189.049
4	2.84	3.83	10.00	0.5	2394.148	1162.537
5	2.96	3.90	10.00	0.5	2110.382	926.412
6	2.91	3.87	10.00	0.5	2409.976	1103.080
7	2.98	3.85	10.00	0.5	2281.064	982.902
8	2.82	3.92	10.00	0.5	2549.249	1226.646
9	2.97	4.00	10.00	0.5	2061.437	876.372
10	2.94	3.96	10.00	0.5	2167.382	949.810
min			10.00	0.5		876.372
max		4.00	10.00	0.5		1226.646
<b>average</b>	<b>2.91</b>	<b>3.92</b>	<b>10.00</b>	<b>0.5</b>	<b>2349.317</b>	<b>1062.678</b>

აღსანიშნავია, რომ Y-TZP ბლოკების აღმასის ბორით დამუშავებამ, საკონტროლო ჯგუფთან შედარებით(მექანიკური დამუშავების გარეშე), არ გამოავლინა არსებითი განსხვავება და შეადგინა შესაბამისად 1061.12 მპა და 1062.67 მპა. აღმასის ბორით დამუშავებული ბლოკების შემდგომმა მარეგენერირებელმა გამოწვამ გამოავლინა სიმტკიცის კლება საშუალო მაჩვენებლით 951.47 მპა.

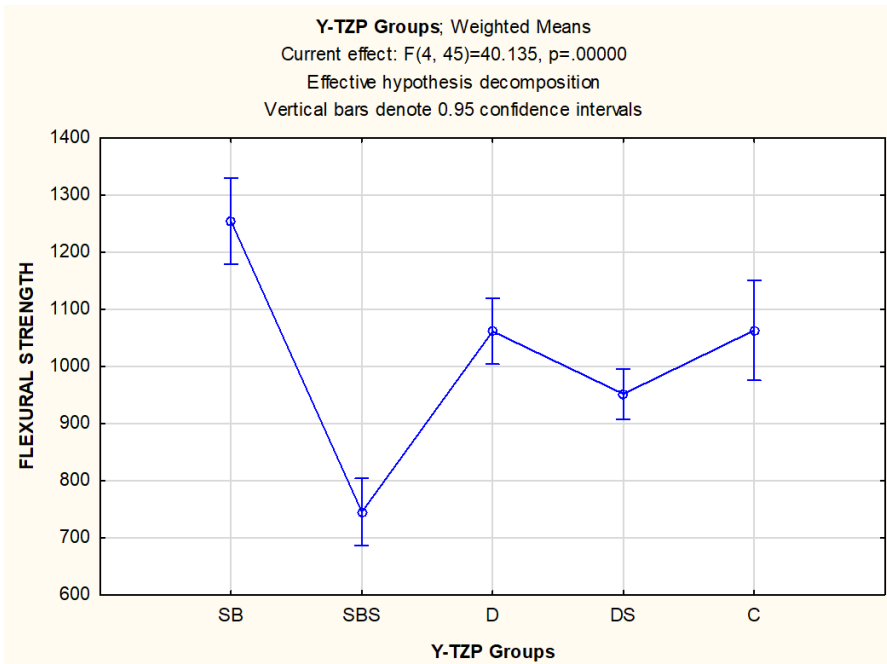
ცხრილი 8. ხუთივე საცდელი ნიმუშის საშუალო მაჩვენებლები

ნიმუშის ს ნომერი	ნიმუშის სიმაღლე H, მმ	ნიმუშის სიგანე W, მმ	საყრდენ წერტილებ ს შორის მანძილი, L, მმ	ტრავერსი ს სიჩქარე V, მმ/წმ	მაქსიმალურ ი დატვირთვა P, ნიუტონი	სიმტკიცე ლუნვაზე MPa
„SB“	2.90	3.88	10.00	0.5	2721.808	1253.674
„SBS“	2.91	3.90	10.00	0.5	1645.153	744.964
„D“	2.90	3.93	10.00	0.5	2337.8342	1061.122
„DS“	2.89	3.92	10.00	0.5	2078.702	951.466
„C“	2.91	3.92	10.00	0.5	2349.317	1062.678

მიღებული შედეგების სტატისტიკური დამუშავება განხორციელდა პროგრამაში TIBCO Statistica v13 2022 დისპერსიული ანალიზის ANOVA გამოყენებით, რომლის საშუალებითაც მოხდა საშუალო მაჩვენებლებს შორის განსხვავებების შედარება (გრაფიკი 1 და 2).



გრაფიკი 1. მოხრაზე სიმტკიცის გრაფიკი, გასაშუალოებული მაჩვენებლები დაჯგუფებული Y-TZP ჯგუფების მიხედვით



გრაფიკი 2. Y-TZP ჯგუფები; გასაშუალოებული მაჩვენებლები, ჰიპოთეზის ეფექტური გაშლა; ვერტიკალები გამოხატავენ სანდოობის ინტერვალებს 0.95

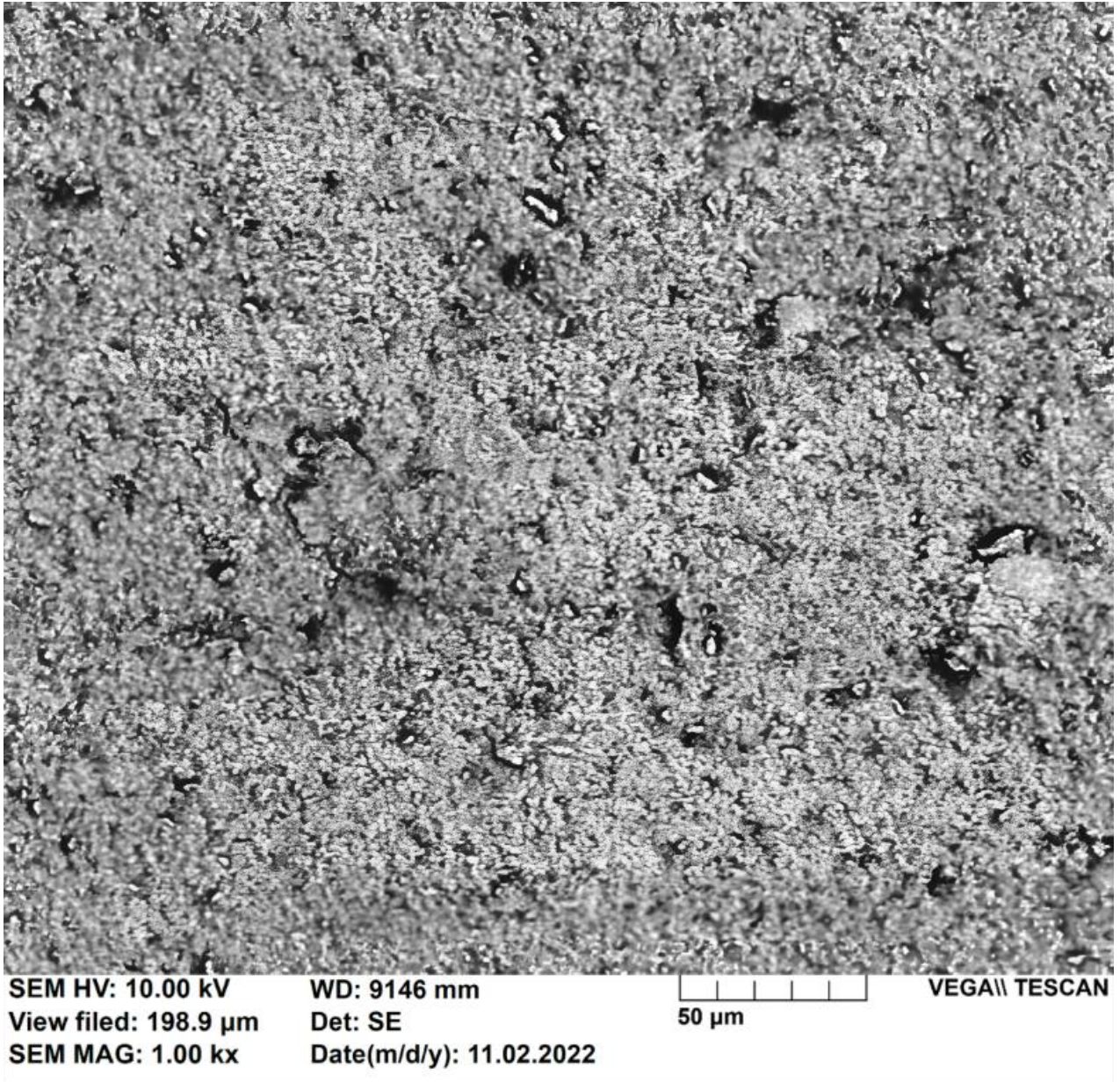
სამწერტილოვანი დეფორმაციის კვლევის შედეგების საშუალო მაჩვენებლების შედარებამ, გამოავლინა ითორუმით სტაბილიზებული მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის სიმტკიცის ცვლილების დინამიკა: ქვიშაჭავლურმა დამუშავებამ მოახდინა სიმტკიცის გაზრდა, ხოლო შემდგომმა მარეგენერირებელმა გამოწვამ გამოიწვია სიმტკიცის შემცირება.

### **მასკანირებელი ელექტრონული მიკროსკოპით კვლევის შედეგები**

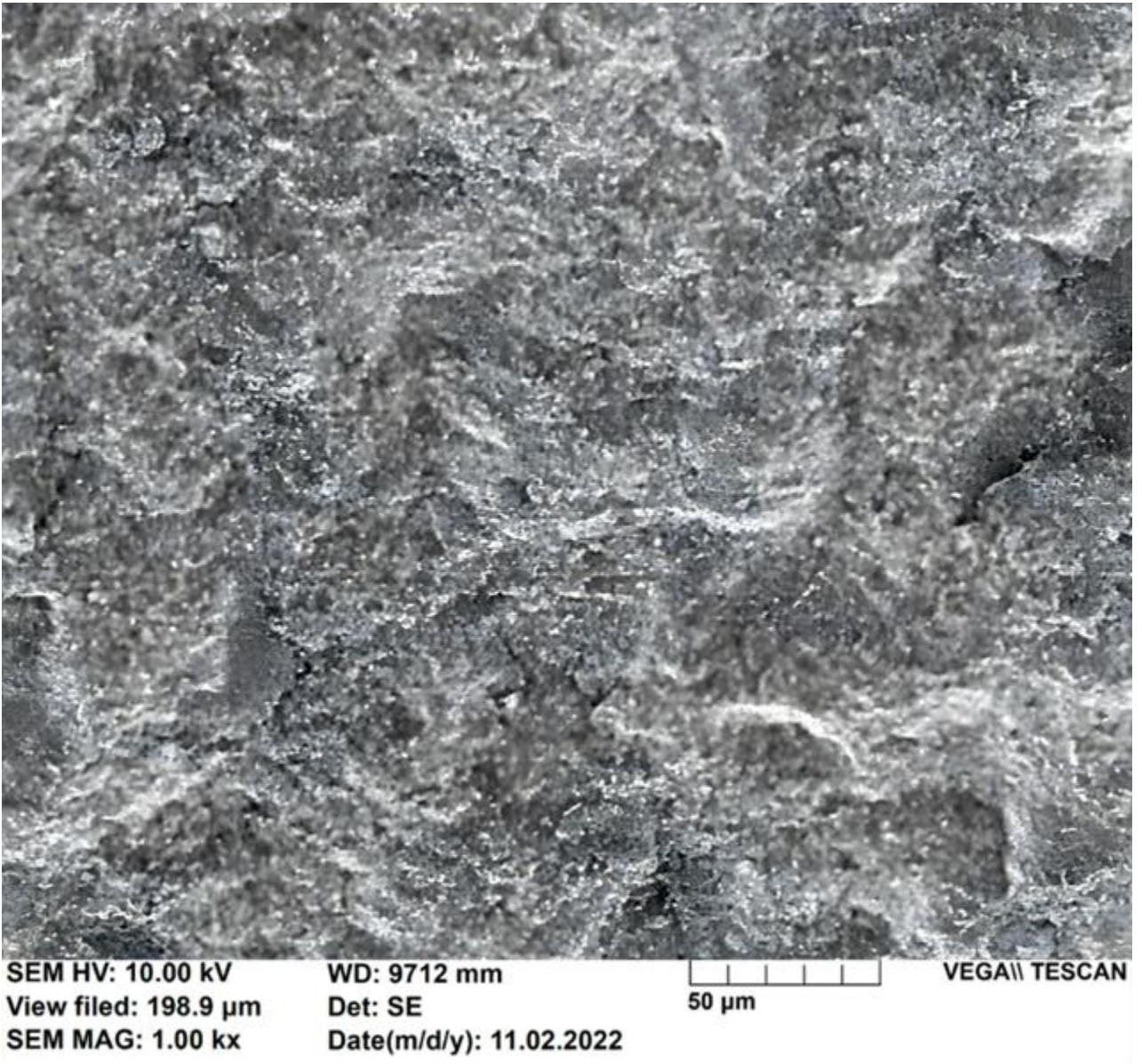
საცდელ ნიმუშებზე, სხვადასხვა სახის ზემოქმედების შედეგად, მიკროსკოპულ დონეზე გამოწვეული შესაძლო ვიზუალური ცვლილებების გამოსავლენად, განხორციელდა მასკანირებელი ელექტრონული მიკროსკოპით გამოკვლევა. რა დროსაც ნიმუშების გადიდება მოხდა სხვადასხვა ხარისხით, თუმცა განსაკუთრებით ინფორმატიული გამოდგა 1000 ჯერადი გადიდების კვლევის რეზულტატები.

მასკანირებელი ელექტრონული მიკროსკოპით კვლევისას, ნიმუშებში: „C“, „DS“ და „D“ გამოვლინდა მასალის მსგავსი ჰომოგენური სტრუქტურა.

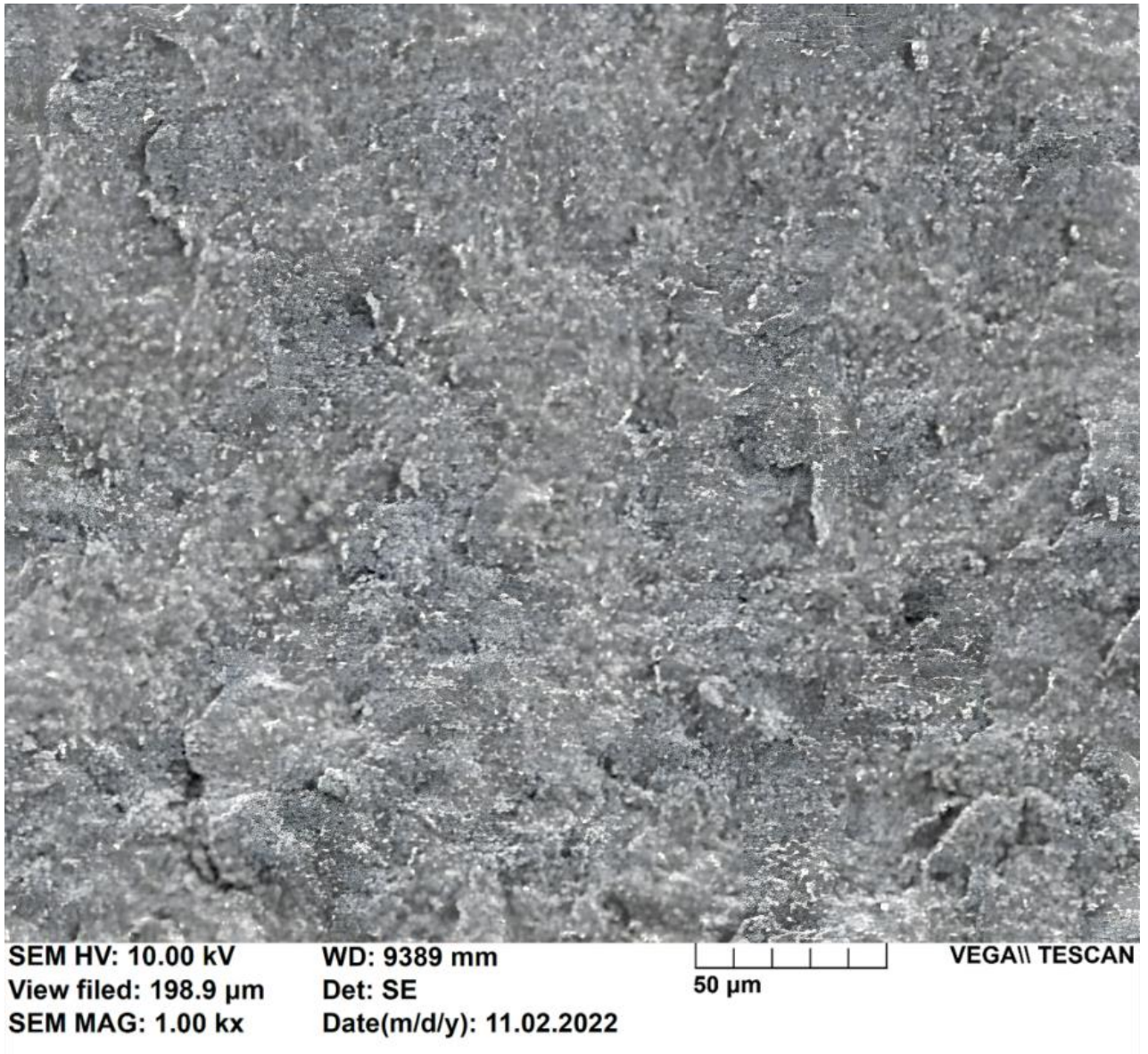
არსებითად განსხვავებული აღმოჩნდა ის ნიმუშები, რომელთა დამუშავებაც მოხდა ქვიშაჭავლით, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით. მათ კრისტალურ სტრუქტურაში გამოვლინდა უმნიშვნელო სიცარიელები.



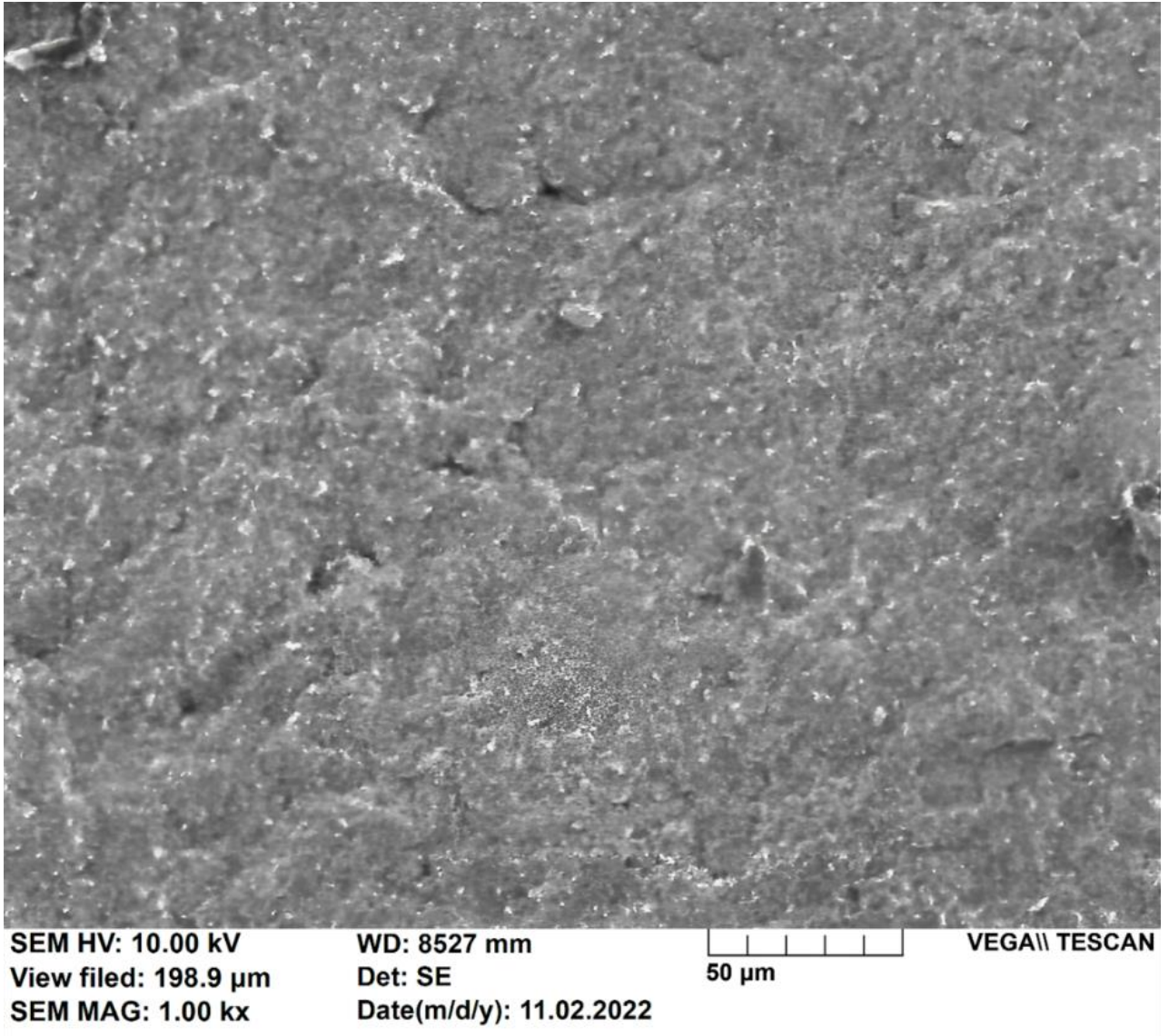
სურ. 4. ნიმუში ქვიშაჭავლური დამუშავებით, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით, ჯგუფიდან „SBS“



სურ. 5. ნიმუში ალმასის ბორით დამუშავებული, ჯგუფიდან „D“



სურ. 6. ნიმუში ალმასის ბორით დამუშავებული, შემდგომი მარეგენერირებული გამოწვით, ჯგუფიდან „DS“



სურ. 7. ნიმუში საკონტროლო ჯგუფიდან „C“ (მექანიკური დამუშავების და მარეგენერირებელი გამოწვის გარეშე)

## რაოდენობრივი და ხარისხობრივი რენტგენოფაზური ანალიზის კვლევის შედეგები

საცდელი ნიმუშების ზედაპირებზე, რაოდენობრივი ფაზური შემადგენლობის გამოთვლისას გამოვლინდა:

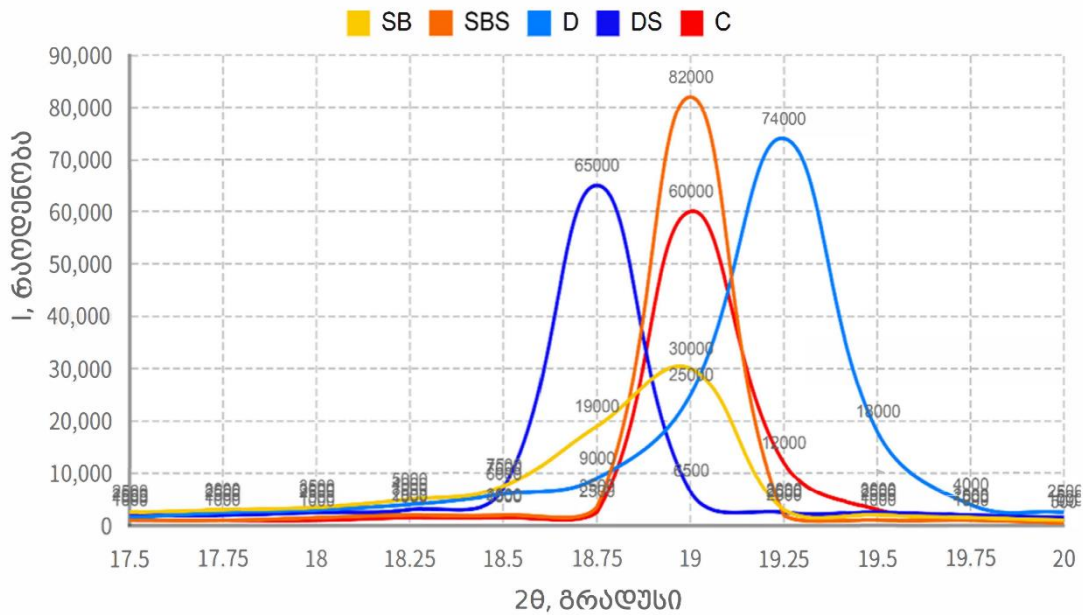
1. ქვიშაჭავლური დამუშავებისას მონოკლინური ფაზების მატება 8 პროცენტამდე (საკონტროლო ნიმუშებთან შედარებით, სადაც 0.1 პროცენტს შეადგენდა).

1.1. შემდგომმა მარეგენერირებელმა გამოწვამ, მონოკლინური ფაზების შემცველობა 1.5 პროცენტამდე შეამცირა.

2. ნიმუშების აღმასის ბორით დამუშავებამ, ზედაპირზე, მონოკლინური ფაზების შემცველობა 3 პროცენტამდე გაზარდა.

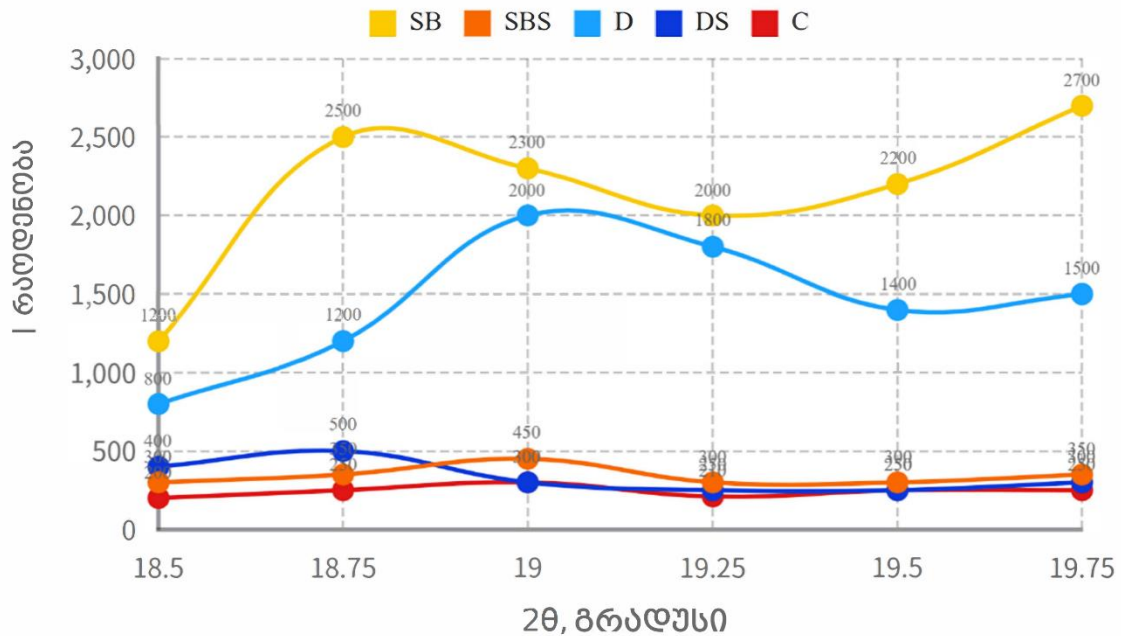
2.1. შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვით, სრულად მოხდა საწყის მდგომარეობამდე დაბრუნება, სადაც მონოკლინური ფაზების შემცველობა შეადგენდა 0.1%-ს.

### რენტგენოლოგიური დიფრაქციული კატერნი



გრაფიკი 3. რენტგენოლოგიური დიფრაქციული კვლევის შედეგი

### რენტგენოლოგიური დიფრაქციული კატერნი



გრაფიკი 4. რენტგენოლოგიური დიფრაქციული კვლევის შედეგი, მაღალი მაჩვენებელი აღნიშნავს მონოკლინური ფაზური შემადგენლობის სიჭარბეს

## დასკვნები და რეკომენდაციები

### დასკვნები

1. Y-TZP ნიმუშების აბრაზიული დამუშავების შემდგომმა მარეგენერირებელმა გამოწვამ გარკვეულ შემთხვევაში განაპირობა მასალის ზღვრული სიმტკიცის შემცირება, რაც დადასტურდა როგორც სამწერტილოვანი დეფორმაციის მეთოდით, ისე მასკანერებელი ელექტრონული მიკროსკოპით განხორციელებული კვლევებით.
2. საცდელი ნიმუშების ქვიშაჭავლურმა დამუშავებამ, შედგომი მარეგენერირებელი გამოწვის ჩატარების გარეშე, კი მოახდინა მასალის ზღვრული სიმტკიცის გაზრდა. კვლევის შედეგებზე დაყრდნობით, შეგვიძლია ექვემდებარება დავაყენოთ ე.წ. „მარეგენერირებელი“ გამოწვის უპირობო საჭიროება.
3. სწორი ტექნიკით და მასალებით განხორციელებული აბრაზიული დამუშავება, არ ახდენს არსებით უარყოფით ზეგავლენას მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის ზღვრულ სიმტკიცეზე.
4. რენტგენოგრაფიული კვლევის გამოყენებით, Y-TZP ნიმუშების ფაზური შემადგენლობის დეტალური ანალიზით გამოვლინდა მარეგენერირებელი გამოწვის ეფექტურობა. ასევე დადგინდა, რომ ქვიშაჭავლური დამუშავება ცირკონიუმის დიოქსიდში იწვევს მონოკლინური ფაზების მნიშვნელოვან მატებას, აღმასის ბორით დამუშავებასთან შედარებით.

### ცირკონიუმის დიოქსიდის თანამედროვე კლასიფიკაცია კლინიკური ნიშნით

ავტორის მიერ განხორციელებული ექსპერიმენტული კვლევების, თეორიული მოკვლევის, არსებული ინფორმაციის და გამოცდილების ანალიზის, კლინიკურ-ლაბორატორიული სპეციფიკის გათვალისწინების საფუძველზე, მოხდა ცირკონიუმის დიოქსიდის თანამედროვე კლასიფიკაციის შემუშავება (სურ. 14), სადაც ექიმებისთვის და კბილის სატექნიკო ლაბორატორიების თანამშრომლებისთვის მარტივად გასაგები

ფორმით არის მოცემული ცირკონიუმის დიოქსიდის არჩევის ალგორითმი, პაციენტთან განსახორციელებელი ორთოპედიული სამუშაოს სპეციფიკის მიხედვით. კლასიფიკაციაში აღნიშნულია არამხოლოდ ცირკონიუმის დიოქსიდის ფაზური შემადგენლობის ჯენერიკ დასახელება, არამედ კონკრეტული კომერციული ვარიაციები, რაც მნიშვნელოვნად გაუადვილებს ორთოპედ სტომატოლოგებს და კბილის ტექნიკოსებს აღნიშნული კლასიფიკაციის კლინიკურ პრაქტიკაში გამოყენებას და ზრდის მის პრაქტიკულ ღირებულებას.

ცხრილი 9. ცირკონიუმის დიოქსიდის თანამედროვე კლასიფიკაცია კლინიკური ნიშნით

	ფრონტალური /1-2 ერთეული	გარდაბავალი / მოკლე ხილვა	სალეწი/ მთელი ყბა/ ბრძელი ხილვა
მაღალესთეტიკური	<b>6Y-PSZ</b> <b>M6Y-PSZ</b>  NACERA   Pearl Q3 Multi- Shade 6Y-PSZ Ultra High Translucent - Multilayered	<b>M5Y-PSZ</b> <b>5Y-PSZ</b>  Vita   YZ XT Emax Zir CAD   MT Multi 3M LAVA   Lava Esthetic Sagemax   NexxZr Multi: High Translucent Dental Direk   DD cubeX2®- Super HighTranslucent (SHT)	<b>M3Y-TZP</b>  Vita   YZ HT Cercon   Cercon ht GC   Ultra High Translucency(UHT) Katana   HTML Dental Direk   DD Bio ZX2-High Translucent(HT)
ღუალისტური	<b>M4Y-5Y</b>  Katana   UTML Katana   YML	<b>M3Y-5Y</b> <b>M3Y-4Y</b> <b>M4Y-PSZ</b>  Vita   YZ ST Katana   STML Sagemax   NexxZr T Multi: Translucent Dental Direk   DD cube ONE®-HighTranslucent Plus (HT+)	<b>3Y-TZP</b>  3M LAVA   Lava Plus Vita   YZ T Emax Zir CAD   MO GC   High Translucency (HT) Katana   HT Dental Direk   DD Bio Z -High Strength (HS)
მაღალი ბიომექანიკური მახასიათებლების		<b>4Y-PSZ</b>  Amann Girschbach   Zolid gen x Amann Girschbach   Zolid drs	<b>3Y-HA TZP</b> <b>ATZ</b> <b>NanoZR</b>  Amann Girschbach   Ceramill Zi Emax Zir CAD   LT Cercon   Cercon base GC   Standard Translucency (ST) Katana   LT

## შეჯამება და რეკომენდაციები

ჩატარებულმა მაღალტექნოლოგიურმა ექსპერიმენტულმა კვლევებმა ცხადყვეს საკვლევი თემის კომპლექსურობა და დაადასტურეს ავტორის მიერ შერჩეული ყველა ექსპერიმენტული კვლევის ჩატარების აუცილებლობა, საკითხის სრულფასოვნად შესასწავლად და ამომწურავი, მკაფიო შედეგების მისაღებად. სამივე სახეობის ექსპერიმენტული კვლევის შეჯამების შედეგად, ჩვენ შეგვიძლია დავასკვნათ და გავცეთ შესაბამისი რეკომენდაციები:

როგორც სამწერტილოვანი დეფორმაციის მეთოდით, ისე მასკანერებელი ელექტრონული მიკროსკოპით განხორციელებული კვლევებით გამოვლინდა, რომ შემთხვევათა გარკვეულ ნაწილში, არ არის აუცილებელი დამატებით ე.წ. "მარეგენერირებელი გამოწვის" განხორციელება, იმ პირობით, თუ მეტასტაბილურ ტეტრაგონალურ ცირკონიუმის დიოქსიდის კონსტრუქციაზე განხორციელებულია აბრაზიული დამუშავება სპეციალიზებული ბორების გამოყენებით. შესაბამისად, სტომატოლოგ ორთოპედებს აქვთ იმის შესაძლებლობა, რომ სამუშაოს ჩაბარებისას, აღნიშნული ტიპის ცირკონიუმის დიოქსიდზე განხორციელონ მცირე ოკლუზიური კორექცია, შემდგომი მარეგენერირებელი გამოწვის უპირობო აუცილებლობის გარეშე, მთავარია, ექიმებმა გამოიყენებენ ცირკონიუმის დიოქსიდის საკორექციო სპეციალური ბორები.

მიუხედავად იმისა, რომ სამწერტილოვანი დეფორმაციის მეთოდით ჩატარებულმა კვლევამ გამოავლინა მხოლოდ ქვიშაჭავლით დამუშავებული საცდელი ნიმუშების კარგი ფიზიკური მაჩვენებლები, ჩვენ უნდა გავითვალისწინოთ ის გარემოება, რომ მხოლოდ აღნიშნულ კვლევაზე დაყრდნობით ვერ ვიხელმძღვანელებთ, რადგან ცირკონიუმის დიოქსიდი წარმოადგენს კრისტალური შენების კერამიკულ მასალას და აღნიშნული ტიპის მასალის სრულფასოვანი ანალიზისთვის აუცილებელია რენტგენოფაზური ანალიზის შედეგების გათვალისწინება. რეალურ კლინიკურ პრაქტიკაში, ისეთ მასალაში როგორცაა Y-TZP, ჩვენ გვინტერესებს მონოკლინური ფაზების არსებობა და მათი რაოდენობა. სწორედ აღნიშნული მაჩვენებელი გვადლევს სრულ სურათს, ცირკონიუმის

დიოქსიდის ფიზიკო-ბიოლოგიური მახასიათებლების შესახებ, რა დროსაც გათვალისწინებულია მასალის გამძლეობა არამხოლოდ მოცემულობით – "სიმტკიცე ღუნვაზე" (flexural strength), არამედ გათვალისწინებულია "გახლეჩვის მოდულიც" (modulus of rupture). რენტგენოფაზური ანალიზით კი გამოვლინდა ქვიშაჭავლური დამუშავების უარყოფითი ეფექტი, შემდგომი გამოწვის გარეშე და განმტკიცდა მოცემულობა, რომ შესაბამისი ბორით ჩატარებული კორექტირება მხოლოდ მცირე რაოდენობის მონოკლინურ ფაზებს წარმოქმნის, რითიც ნაკლებ ზეგავლენას ახდენს კონსტრუქციის სიმტკიცეზე. ითორუმით სტაბილიზებული მეტასტაბილური ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის მონოლითური კონსტრუქციის დამზადებისას, ტექნიკოსის, ან ექიმის მიერ თუ მოხდება ქვიშაჭავლური დამუშავება, რეკომენდებულია შემდეგი "მარეგენერირებელი გამოწვა".

## ბიბლიოგრაფია

1. Balkaya, Mehmet Cudi, Aynur Cinar, and Selim Pamuk. "Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems." *The Journal of prosthetic dentistry* 93, no. 4 (2005): 346-355.
2. Baltzer, Andres. 2007. *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde*. Deutscher Ärzteverlag.
3. Beuer, F., J. Schweiger, M. Eichberger, H. F. Kappert, W. Gernet, and D. Edelhoff. 2009. "High-Strength CAD/CAM-Fabricated Veneering Material Sintered to Zirconia Copings—A New Fabrication Mode for All-Ceramic Restorations." *Dental Materials* 25 (1): 121–28.
4. Bindl, A., H. Lüthy, and W. H. Mörmann. 2006. "Strength and Fracture Pattern of Monolithic CAD/CAM-Generated Posterior Crowns." *Dental Materials* 22 (1): 29–36.
5. Brandon, David, and Wayne D. Kaplan. *Microstructural characterization of materials*. John Wiley & Sons, 2013.
6. Chen, Lianq-Horng, Sadami Tsutsumi, and Tadahiko Iizuka. "A CAD/CAM technique for fabricating facial prostheses: a preliminary report." *International Journal of prosthodontics* 10, no. 5 (1997).
7. Chevalier, Jerome, Laurent Gremillard, Anil V. Virkar, and David R. Clarke. "The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends." *Journal of the american ceramic society* 92, no. 9 (2009): 1901-1920.
8. Chevalier, Jérôme. "What future for zirconia as a biomaterial?." *Biomaterials* 27, no. 4 (2006): 535-543.
9. Chopra, Divya, et al. 2024. "Load, Unload and Repeat: Understanding the Mechanical Characteristics of Zirconia in Dentistry." *Dental Materials* 40 (1): e1–e17.
10. Cotič, Jasna, Andraž Kocjan, Sanja Panchevska, Tomaž Kosmač, and Peter Jevnikar. "In vivo ageing of zirconia dental ceramics—Part II: Highly-translucent and rapid-sintered 3Y-TZP." *Dental Materials* 37, no. 3 (2021): 454-463.

11. De Kler, M., N. De Jager, M. Meegdes, and J. M. Van Der Zel. "Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs." *Journal of oral rehabilitation* 34, no. 11 (2007): 841-847.
12. Duret, F., and J. D. Preston. "CAD/CAM imaging in dentistry." *Current opinion in dentistry* 1, no. 2 (1991): 150-154.
13. Fasbinder, Dennis J. "Computerized technology for restorative dentistry." *Am J Dent* 26, no. 3 (2013): 115-20.
14. Feng, Z., Y. Dong, Y. Zhao, S. Bai, B. Zhou, Y. Bi, and G. Wu. 2010. "Computer-Assisted Technique for the Design and Manufacture of Realistic Facial Prostheses." *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 48 (2): 105–9.
15. Fischer, H., M. Weber, and R. Marx. 2003. "Lifetime Prediction of All-Ceramic Bridges by Computational Methods." *Journal of Dental Research* 82 (3): 238–42.
16. Fu, X., L. A. Clark, Q. Yang, and M. A. Anderson. 1996. "Enhanced Photocatalytic Performance of Titania-Based Binary Metal Oxides: TiO<sub>2</sub>/SiO<sub>2</sub> and TiO<sub>2</sub>/ZrO<sub>2</sub>." *Environmental Science & Technology* 30 (2): 647–53.
17. Gebhardt, Andreas. "Grundlagen des Rapid Prototyping: Eine Kurzdarstellung der Rapid Prototyping Verfahren." (2004).
18. Gebhardt, Julia Sofie, Volker Harth, David A. Groneberg, and Stefanie Mache. "Digitalization in Dentistry: Dentists' Perceptions of Digital Stressors and Resources and Their Association with Digital Stress in Germany—A Qualitative Study." In *Healthcare*, vol. 13, no. 12, p. 1453. MDPI, 2025.
19. Guazzato, M., M. Albakry, S. P. Ringer, and M. V. Swain. 2004. "Strength, Fracture Toughness and Microstructure of a Selection of All-Ceramic Materials. Part II. Zirconia-Based Dental Ceramics." *Dental Materials* 20 (5): 449–56.
20. Guazzato, M., T. R. Walton, W. Franklin, G. Davis, C. Bohl, and I. Klineberg. "Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures." *Australian dental journal* 55, no. 3 (2010): 306-310.
21. Guazzato, Massimiliano, Mohammad Albakry, Linda Quach, and Michael V. Swain.

- "Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic." *Dental Materials* 21, no. 5 (2005): 454-463.
22. Guess, Petra Christine, Wael Att, and Joerg Rudolf Strub. "Zirconia in fixed implant prosthodontics." *Clinical implant dentistry and related research* 14, no. 5 (2012): 633-645.
23. Hannink, R. H. J., R. K. Stringer, and M. V. Swain. "The development of zirconia transformation toughened ceramics in Australia." *J Aust Ceram Soc* 50 (2014): 1-14.
24. Hatanaka, G. R., G. S. Polli, L. M. G. Fais, J. M. Dos S. Reis, and L. A. P. Pinelli. 2017. "Zirconia Changes after Grinding and Regeneration Firing." *Journal of Prosthetic Dentistry* 118 (1): 61-68.
25. Hickel, Reinhard, J-F. Roulet, Stephen Bayne, Siegwand D. Heintze, Ivar A. Mjör, Mathilde Peters, Valentin Rousson et al. "Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials." *Clinical oral investigations* 11 (2007): 5-33.
26. Holman, C. D., W. Lien, F. F. Gallardo, and K. S. Vandewalle. 2020. "Assessing Flexural Strength Degradation of New Cubic Containing Zirconia Materials." *Journal of Contemporary Dental Practice* 21 (2): 114-18.
27. Inchingolo, F., et al. 2024. "Ceramic Biomaterials in Dentistry: Chemical Structure and Biosafety—A Review and a Bibliometric Visual Mapping on Scopus Database." *European Review for Medical and Pharmacological Sciences* 28 (4): 1242-58.
28. Isgrò, G., and A. Sachs. "Evolution of dental ceramic from the platinum foil to CAD-CAM technologies." *International Journal of Dentistry and Oral Science (IJDOS)* (2015): 12-20.
29. Isgro, Giuseppe, Cornelis J. Kleverlaan, Hang Wang, and Albert J. Feilzer. "The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations." *Dental Materials* 21, no. 6 (2005): 557-564.
30. Isnaini, Mohammad Mi'radj, Yusaku Shinoki, Ryuta Sato, and Keiichi Shirase. "Development of a CAD-CAM interaction system to generate a flexible machining process plan." *International Journal of Automation Technology* 9, no. 2 (2015): 104-114.
31. Jevnikar, Peter, Kristoffer Krnel, Andraž Kocjan, Nenad Funduk, and Tomaž Kosmač. "The effect of nano-structured alumina coating on resin-bond strength to zirconia ceramics."

dental materials 26, no. 7 (2010): 688-696.

32. Joachim Tinschert, et al. 2013. "Recent Advances of Ultrasound Imaging in Dentistry – A Review of the Literature." *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 115 (6): 819–32.
33. Kaizer, M. R., N. Kolakarnprasert, C. Rodrigues, H. Chai, and Y. Zhang. 2020. "Probing the Interfacial Strength of Novel Multi-Layer Zirconias." *Dental Materials* 36 (1): 60–67.
34. Kale, Ediz, Emre Seker, Burak Yilmaz, and Tuncer Burak Özcelik. "Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns." *The Journal of prosthetic dentistry* 116, no. 6 (2016): 890-895.
35. Karl, Matthias. "In vitro studies on CAD/CAM restorations fabricated with Procera technology: An overview." *Quintessence International* 46, no. 7 (2015).
36. Kern, Author\_Manfred. "CAD/CAM expands the scope of restorative dentistry." *Cosmetic Dentistry* 4 (2009): 1-5.
37. Kobayashi, M., Y. Niizuma, R. Sugai, and A. Manabe. "Influence of the Crystallization Firing Process on Marginal and Internal Adaptation of Silicate-based Glass-ceramic Inlays Fabricated With a CAD/CAM Chairside System." *Operative Dentistry* 48, no. 6 (2023): 657-665.
38. Kohorst, Philipp, Henrike Brinkmann, Jiang Li, Lothar Borchers, and Meike Stiesch. "Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems." *European journal of oral sciences* 117, no. 3 (2009): 319-325.
39. Kohorst, Philipp, Janet Junghanns, Marc P. Dittmer, Lothar Borchers, and Meike Stiesch. "Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy." *Clinical oral investigations* 15 (2011): 527-536.
40. Kohorst, Philipp, Lutz Oliver Butzheinen, Marc Philipp Dittmer, Wieland Heuer, Lothar Borchers, and Meike Stiesch. "Influence of Preliminary Damage on the Load-Bearing Capacity of Zirconia Fixed Dental Prostheses." *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 19, no. 8 (2010): 606-613.
41. Komine, F., M. B. Blatz, and H. Matsumura. 2010. "Current Status of Zirconia-Based Fixed

Restorations.” *Journal of Oral Science* 52 (4): 531–39.

42. Komine, F., T. Gerds, S. Witkowski, and J. R. Strub. 2005. “Influence of Framework Configuration on the Marginal Adaptation of Zirconium Dioxide Ceramic Anterior Four-Unit Frameworks.” *Acta Odontologica Scandinavica* 63 (6): 361–66.

43. Lawson, N. C., C. A. Jurado, C. T. Huang, G. P. Morris, J. O. Burgess, P. R. Liu, et al. 2019. “Effect of Surface Treatment and Cement on Fracture Load of Traditional Zirconia (3Y), Translucent Zirconia (5Y), and Lithium Disilicate Crowns.” *Journal of Prosthodontics* 28 (6): 659–65.

44. Lin, Chun-Li, Yen-Hsiang Chang, and Che-An Pa. "Estimation of the risk of failure for an endodontically treated maxillary premolar with MODP preparation and CAD/CAM ceramic restorations." *Journal of endodontics* 35, no. 10 (2009): 1391-1395.

45. Lümekemann, N., and B. Stawarczyk. 2021. “Impact of Hydrothermal Aging on the Light Transmittance and Flexural Strength of Colored Yttria-Stabilized Zirconia Materials of Different Formulations.” *Journal of Prosthetic Dentistry* 125 (3): 518–26.

46. Lümekemann, N., R. Pfefferle, E. Jerman, B. Sener, and B. Stawarczyk. 2020. “Translucency, Flexural Strength, Fracture Toughness, Fracture Load of 3-Unit FDPs, Martens Hardness Parameter and Grain Size of 3Y-TZP Materials.” *Dental Materials* 36 (7): 838–45.

47. Luthardt, R. G., M. Holzhüter, O. Sandkuhl, V. Herold, J. D. Schnapp, E. Kuhlisch, and M. Walter. 2002. “Reliability and Properties of Ground Y-TZP-Zirconia Ceramics.” *Journal of Dental Research* 81 (7): 487–91.

48. Lüthy, H., F. Filser, O. Loeffel, M. Schumacher, L. J. Gauckler, and C. H. Hammerle. 2005. “Strength and Reliability of Four-Unit All-Ceramic Posterior Bridges.” *Dental Materials* 21 (10): 930–37.

49. Lyon, D., J. Chevalier, L. Gremillard, and C. A. D. Cam. "Zirconia as a biomaterial." *Compr Biomater* 20 (2011): 95-108.

50. Machry, R. V., K. S. Dapieve, A. C. Cadore-Rodrigues, A. Werner, N. de Jager, G. K. R. Pereira, et al. 2022. “Mechanical Characterization of a Multi-Layered Zirconia: Flexural Strength, Hardness, and Fracture Toughness of the Different Layers.” *Journal of the Mechanical Behavior*

of Biomedical Materials 135: 105455.

51. McNamara, Sean. "Dr. Philip Poon: Delivering Dentistry's Message to Ottawa." *Journal of the Canadian Dental Association* 72, no. 10 (2006).
52. Mirt, T., A. Abram, N. van del Velde, I. Jerman, R. Bermejo, A. Kocjan, et al. 2022. "Effect of Airborne-Particle Abrasion of Yttria-Containing Zirconia Dental Ceramics on Mechanical Properties before and after Regeneration Firing." *Journal of the European Ceramic Society* 42 (12): 5035–44.
53. Moldovan, O., R. G. Luthardt, N. Corcodel, and H. Rudolph. 2011. "Three-Dimensional Fit of CAD/CAM-Made Zirconia Copings." *Dental Materials* 27 (12): 1273–78.
54. Moncada, Gustavo, Javier Martin, Eduardo Fernández, Marie C. Hempel, Ivar A. Mjör, and Valeria V. Gordan. "Sealing, refurbishment and repair of Class I and Class II defective restorations." *The Journal of the American Dental Association* 140, no. 4 (2009): 425-432.
55. Nakamura, Keisuke, Akio Harada, Ryoichi Inagaki, Taro Kanno, Yoshimi Niwano, Percy Milleding, and Ulf Örtengren. "Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness." *Acta Odontologica Scandinavica* 73, no. 8 (2015): 602-608.
56. Narayanan, Vandana, Vinod Narayanan, and Shivkumar A. Devanarayanan. "An In Vitro Comparative Study to Assess Minimal Thickness Required for Monolithic Zirconia Crowns to Resist Fracture under Load on Rapid Prototyped Models." *The Journal of Contemporary Dental Practice* 21 (2020): 183-189.
57. Nathaniel C. Lawson, Carlos A. Jurado, Chan-Te Huang, Geoffrey P. Morris, John O. Burgess. 2019. "Effect of Surface Treatment and Cement on Fracture Load of Traditional Zirconia (3Y), Translucent Zirconia (5Y), and Lithium Disilicate Crowns." *Journal of Prosthodontics*.
58. Noorani, R. 2006. *Rapid Prototyping: Principles and Applications*. John Wiley & Sons.
59. Padrós, Roberto, Luís Giner, Mariano Herrero-Climent, Carlos Falcao-Costa, José-Vicente Ríos-Santos, and Francisco Javier Gil. "Influence of the CAD-CAM systems on the marginal accuracy and mechanical properties of dental restorations." *International Journal of Environmental Research and Public Health* 17, no. 12 (2020): 4276.
60. Patzelt, Sebastian BM, Archontia Emmanouilidi, Susanne Stampf, Joerg R. Strub, and

Wael Att. "Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners." *Clinical oral investigations* 18 (2014): 1687-1694.

61. Persson, Anna SK, Matts Andersson, Agneta Odén, and Gunilla Sandborgh-Englund. "Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology." *Dental Materials* 24, no. 8 (2008): 1123-1130.

62. Pfeifer, C. S. 2017. "Polymer-Based Direct Filling Materials." *Dental Clinics of North America* 61 (4): 733–50. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.002>.

63. Piconi, Corrado, Saverio Giovanni Condo, and Tomaž Kosmač. "Alumina-and zirconia-based ceramics for load-bearing applications." *Advanced ceramics for dentistry* (2014): 219-253.

64. Pozzi, Alessandro, Stefan Holst, Giacomo Fabbri, and Marco Tallarico. 2015. "Clinical Reliability of CAD/CAM Cross-Arch Zirconia Bridges on Immediately Loaded Implants Placed with Computer-Assisted/Template-Guided Surgery: A Retrospective Study with a Follow-Up between 3 and 5 Years." *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 17.

65. Raigrodski, A. J. 2004. "Contemporary Materials and Technologies for All-Ceramic Fixed Partial Dentures: A Review of the Literature." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 92 (6): 557–62.

66. Raigrodski, Ariel J., Matthew B. Hillstead, Graham K. Meng, and Kwok-Hung Chung. "Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review." *The Journal of prosthetic dentistry* 107, no. 3 (2012): 170-177.

67. Ritzberger, C., E. Apel, W. Höland, A. Peschke, and V. M. Rheinberger. 2010. "Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics for CAD-CAM Technologies." *Materials* 3 (6): 3700–13.

68. Rosentritt, Martin, Sebastian Hahnel, Frank Engelhardt, Michael Behr, and Verena Preis. "In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns." *Clinical oral investigations* 21 (2017): 1213-1219.

69. Ryan, D. P. O., L. M. G. Fais, S. G. Antonio, G. R. Hatanaka, L. M. Candido, and L. A. P. Pinelli. 2017. "Y-TZP Zirconia Regeneration Firing: Microstructural and Crystallographic Changes after Grinding." *Dental Materials Journal* 36 (4): 447–53.

70. Sarment, David P., Predrag Sukovic, and Neal Clinthorne. 2003. "Accuracy of Implant

Placement with a Stereolithographic Surgical Guide.” *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 18 (4): 571.

71. Seo, J. Y., D. Oh, D. J. Kim, K. M. Kim, and J. S. Kwon. 2020. “Enhanced Mechanical Properties of ZrO<sub>2</sub>-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Dental Ceramic Composites by Altering Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Form.” *Dental Materials* 36 (4): e117–25.

72. Shafter, M. 2017. “Effect of Thermocycling on Flexural Strength of Different CAD/CAM Material.” *Journal of Dental and Oral Disorders* 3 (5): 1–7.

73. Smedberg, Jan-Ivan, Jan Ekenbärk, Eric Lothigius, and Kristina Arvidson. "Two-year follow-up study of Procera-ceramic fixed partial dentures." *International Journal of Prosthodontics* 11, no. 2 (1998).

74. Strub, Joerg R., E. Dianne Rekow, and Siegbert Witkowski. 2006. “Computer-Aided Design and Fabrication of Dental Restorations: Current Systems and Future Possibilities.” *The Journal of the American Dental Association* 137 (9): 1289–96.

75. Sturdevant, John R., Stephen C. Bayne, and Harald O. Heymann. "Margin gap size of ceramic inlays using second-generation CAD/CAM equipment." *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 11, no. 4 (1999): 206-214.

76. Sturzenegger, B. E. A. T., A. F. H. Luthy, M. Schumacher, O. Loeffel, F. Filser, P. Kocher, L. Gauckler, and P. Scharer. "Klinische studie von Zirkonoxidbrücken im Seitenzahngebiet, hergestellt mit dem DCM-System." *Schweizer Monatsschrift Fur Zahnmedizin* 110, no. 12 (2000): 131-139.

77. Subbarao, E. C. "Microcracking in ceramics and acoustic emission." *Transactions of the Indian Ceramic Society* 50, no. 5 (1991): 109-117.

78. Sundh, Anders, and Göran Sjögren. "Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering." *Dental materials* 22, no. 8 (2006): 778-784.

79. Sundh, Anders, Margareta Molin, and Göran Sjögren. "Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing." *Dental Materials* 21, no. 5 (2005): 476-482.

80. Sundh, Anders, Margareta Molin, and Göran Sjögren. "Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing." *Dental Materials* 21, no. 5 (2005): 476-482.
81. Sundh, Anders, Wen Kou, and Göran Sjögren. "Effects of pretreatment, specimen thickness, and artificial aging on biaxial flexural strength of two types of Y-TZP ceramics." *Operative dentistry* 44, no. 6 (2019): 615-624.
82. Suttor, D., K. Bunke, S. Hoescheler, H. Hauptmann, and G. Hertlein. "LAVA--the system for all-ceramic ZrO<sub>2</sub> crown and bridge frameworks." *International journal of computerized dentistry* 4, no. 3 (2001): 195-206.
83. Sykes, Leanne M., Andrew M. Parrott, C. Peter Owen, and Donald R. Snaddon. "Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics." *International Journal of Prosthodontics* 17, no. 4 (2004).
84. Thomas, D. 2016. "Costs, Benefits, and Adoption of Additive Manufacturing: A Supply Chain Perspective." *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*.
85. Tinschert, J., K. A. Schulze, G. Natt, P. Latzke, N. Heussen, and H. Spiekermann. 2008. "Clinical Behavior of Zirconia-Based Fixed Partial Dentures Made of DC-Zirkon: 3-Year Results." *International Journal of Prosthodontics* 21.
86. Touati, B., P. Miara, and D. Nathanson. 2000. *Odontología Estética y Restauraciones Cerámicas*.
87. Uchiyama, Yoichi. "Qualitative Advancement in Dentistry by CAD/CAM." *The Japanese Journal of Ergonomics* 26, no. Supplement (1990): 20-21.
88. Urano, Shinjiro, Yasuhiro Hotta, and Takashi Miyazaki. 2015. "Bending Properties of Ce-TZP/A Nanocomposite Clasps for Removable Partial Dentures." *International Journal of Prosthodontics* 28 (2): 191.
89. Uzun, G. "An overview of dental CAD/CAM systems." *Biotechnology & Biotechnological Equipment* 22, no. 1 (2008): 530-535.
90. Uzun, İsmail, Ata Hikmet Timur, and Kevser Şenel. "In-vitro comparison of fracture resistance of CAD/CAM porcelain restorations for endodontically treated molars." *BMC Oral*

Health 24, no. 1 (2024): 1187.

91. Van der Zel, J. M., J. W. J. M. Dekker, and P. W. Balfort. "Klinische evaluatie van CAD/CAM-kronen met een natuurlijke laagopbouw." *Ned Tijdschr Tandheelk* 121 (2014): 101-105.
92. Van der Zel, Jef M. "CAD/CAM-Technologie forciert den Einsatz von Zirkondioxid in der restaurativen Zahnheilkunde." *DIGITAL\_DENTALNEWS* 1 (2007): 46-53.
93. Van Steenberghe, Daniel, Roland Glauser, Ulf Blombäck, Matts Andersson, Filip Schutyser, Andreas Pettersson, and Inger Wendelhag. 2005. "A Computed Tomographic Scan-Derived Customized Surgical Template and Fixed Prosthesis for Flapless Surgery and Immediate Loading of Implants in Fully Edentulous Maxillae: A Prospective Multicenter Study." *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 7 (1).
94. Wang, Hang, Moustafa N. Aboushelib, and Albert J. Feilzer. "Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks." *Dental materials* 24, no. 5 (2008): 633-638.
95. Wendler, M., M. R. Kaizer, R. Belli, U. Lohbauer, and Y. Zhang. 2020. "Sliding Contact Wear and Subsurface Damage of CAD/CAM Materials against Zirconia." *Dental Materials* 36 (3): 387-401.
96. Wiedenmann, F., R. Miyazaki Pfefferle, A. Reichert, E. Jerman, and B. Stawarczyk. 2020. "Impact of High-Speed Sintering, Layer Thickness and Artificial Aging on the Fracture Load and Two-Body Wear of Zirconia Crowns." *Dental Materials* 36 (7): 846-53.
97. Witkowski, Siegbert. 2005. "(CAD-)/CAM in Dental Technology." *Quintessence of Dental Technology (QDT)* 28: 169.
98. Wittneben, Julia-Gabriela, Robert F. Wright, Hans-Peter Weber, and German O. Gallucci. "A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations." *International journal of prosthodontics* 22, no. 5 (2009).
99. Wnek, Gary, and Gary Bowlin. "Ceramics in Dentistry/Nicolas M. Jedyakiewicz." In *Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering*, pp. 625-635. CRC Press, 2008.
100. Yilmaz, Handan, Cemal Aydin, and Basak E. Gul. 2007. "Flexural Strength and Fracture Toughness of Dental Core Ceramics." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 98 (2): 120-28.

101. Zahran, Mohammed. Fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. 2006.
102. Zhang, Fei, Helen Reveron, Benedikt C. Spies, Bart Van Meerbeek, and Jérôme Chevalier. "Trade-off between fracture resistance and translucency of zirconia and lithium-disilicate glass ceramics for monolithic restorations." *Acta biomaterialia* 91 (2019): 24-34.

### გამოქვეყნებული ნაშრომების სია

1. Chachkiani, B., and V. Margvelashvili.

“Development and Advantages of CAD/CAM Technology in Prosthetic Dentistry.”

*Translational and Clinical Medicine – Georgian Medical Journal* 6, no. 2 (November 2021): 34–

38. <https://tcm.tsu.ge/index.php/TCM-GMJ/article/view/264>.

2. Chachkhiani, B., M. Kalandadze, S. Parulava, and V. Margvelashvili.

2024. “Effect of Surface Abrasion and Temperature Treatment on Metastable Tetragonal Zirconium Dioxide (Experimental Study).” *Georgian Medical News*, no. 2 (347): 151–155.

[https://www.geomednews.com/Articles/2024/2\\_2024/151-155.pdf](https://www.geomednews.com/Articles/2024/2_2024/151-155.pdf).

3. Chachkhiani, B., M. Kalandadze, and V. Margvelashvili.

2024. “Effect of Surface Abrasion and Temperature Treatment on Metastable Tetragonal

Zirconium Dioxide (X-ray Diffraction Phase Analysis).” *Translational and Clinical Medicine –*

*Georgian Medical Journal* 9 (2): 26–30. <https://tcm.tsu.ge/index.php/TCM->

[GMJ/article/view/480](https://tcm.tsu.ge/index.php/TCM-GMJ/article/view/480).