

სამედიცინო საფირონის ალმასური დამუშავების
კვლევა იმპლანტის ზედაპირის უდეფექტო
დამუშავების პრობემის დასადგენად ოპტიმალური
წყვილის შერჩევის მიზნით

მარიამ ბერიძე

წარდგენილია დოქტორის აკადემიური ხარისხის
მოსაპოვებლად

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი
თბილისი, 0175, საქართველო
ივლისი 2013 წ.

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი

სატრანსპორტო და მანქანათმშენებლობის ფაკულტეტი

ჩვენ, ქვემოთ ხელისმომწერნი ვადასტურებთ, რომ გავეცანით მარიამ ბერიძის მიერ შესრულებულ სადისერტაციო ნაშრომს დასახელებით: „სამედიცინო საფირონის ალმასური დამუშავების კვლევა იმპლანტის ზედაპირის უდეფექტო დამუშავების პირობების დასადგენად ოპტიმალური წყვილის შერჩევის მიზნით“ და ვაძლევთ რეკომენდაციას საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტის სატრანსპორტო და მანქანათმშენებლობის ფაკულტეტის სადისერტაციო საბჭოში მის განხილვას დოქტორის აკადემიური ხარისხის მოსაპოვებლად

„—“ ————— 2013 წელი

ხელმძღვანელი: რაულ თურმანიძე ტექნიკურ მეცნიერებათა დოქტორი,
სრული პროფესორი

რეცენზენტები: გივი ბოკუჩავა ტექნიკურ მეცნიერებათა დოქტორი,
სრული პროფესორი

ანზორ მიქანაძე ტექნიკურ მეცნიერებათა კანდიდატი, შპს
„ინჟინერი-2008“, მთავარი ტექნოლოგი

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი

2013 წელი

ავტორი: მარიამ ბერიძე

დასახელება: „სამედიცინო საფირონის ალმასური დამუშავების კვლევა იმპლანტის ზედაპირის უდეფექტო დამუშავების პირობების დასადგენად ოპტიმალური წყვილის შერჩევის მიზნით“

ფაკულტეტი : სატრანსპორტო და მანქანათმშენებლობის ფაკულტეტი
აკადემიური ხარისხი: დოქტორი

სხდომა ჩატარდა: „—“ ————— 2013 წელი

ინდივიდუალური პროცენტების ან ინსტიტუტების მიერ შემომოყვანილი დასახელების დისერტაციის გაცნობის მიზნით მოთხოვნის შემთხვევაში მისი არაკომერციული მიზნებით კოპირებისა და გავრცელების უფლება მინიჭებული აქვს საქართველოს ტექნიკურ უნივერსიტეტს.

ავტორის ხელმოწერა

ავტორი ინარჩუნებს დანარჩენ საგამომცემლო უფლებებს და არც მთლიანი ნაშრომის და არც მისი ცალკეული კომპონენტების გადაბეჭდვა ან სხვა რაიმე მეთოდით რეპროდუქცია დაუშვებელია ავტორის წერილობითი ნებართვის გარეშე. ავტორი ირწმუნება, რომ ნაშრომში გამოყენებული საავტორო უფლებებით დაცული მასალებზე მიღებულია შესაბამისი ნებართვა (გარდა იმ მცირე ზომის ციტატებისა, რომლებიც მოითხოვენ მხოლოდ სპეციფიურ მიმართებას ლიტერატურის ციტირებაში, როგორც ეს მიღებულია სამეცნიერო ნაშრომების შესრულებისას) და ყველა მათგანზე იღებს პასუხისმგებლობას.

მიძღვნის გვერდი

სადისერტაციო ნაშრომს ვუძღვნი სახელოვან მეცნიერის, ტექნიკურ მეცნიერებათა დოქტორის ოლეგ ალექსანდრეს ძე როზენბერგის ხსოვნას, რომელმაც ფასდაუდებელი წვლილი შეიტანა ენდოპროთეზების მასალებისა და მათი დამუშავების ტექნოლოგიური პროცესის კვლევაში.

რეზიუმე

ჯანმრთელი ადამიანი სამყაროს ევოლუციას განაპირობებს, მაგრამ მისი ჯანმრთელობა სხვადასხვა ფაქტორების ზემოქმედებით ხშირად გამოდის მწყობრიდან და საჭიროა მისი ცალკეული ორგანოების თავდაპირველი ფუნქციის აღდგენა.

ადამიანის საყრდენ-მამოძრავებელი აპარატი არის მისი ერთ-ერთი ძირითადი სისტემა, რომელიც შედგება ძვლოვანი ქსოვილისგან. ძვლები ქმნიან რბილი ქსოვილების საყრდენ და კუნთების მამოძრავებელ მექანიზმს. მათი ბიოლოგიური ფუნქცია დაკავშირებულია ნივთიერებათა ცვლაში და სისხლის წარმოქმნის პროცესებში მონაწილეობასთან. დროთა განმავლობაში ისინი კარგავენ თავიანთ ძირითად ფუნქციას სხვადასხვა ფაქტორების გამო.

ძვალი მისი გარდაქმნის ხარჯზე წარმოადგენს, მუდმივად განახლებად, დინამიკურ სტრუქტურას. გარდაქმნის დამუხრუჭებას ან დათრგუნვას თან სდევს ძვლის მექანიკური თვისებების გაუარესება, რაც იწვევს მიკრო და მაკრო მოტეხილობების განვითარებას, სისხლის მიმოქცევის მოშლას, მისი ან მიმდებარე ქსოვილების ანთებითი პროცესების, ძვალზე თერმული ფაქტორების (დამწვრობა, მოყინვა) მოქმედებით ძვლის ნეკროზის განვითარებას, ძვლის ატროფიას.

ართროზი არის XXI საუკუნის სახსრების ყველაზე გავრცელებული დაავადება, რომელიც შრომის უნარის დაკარგვის, ცხოვრების ხარისხის გაუარესების მთავარ მიზეზს წარმოადგენს. დღეს მსოფლიოში ართროზით მილიონობით ადამიანია დაავადებული. ახალგაზრდა პაციენტებს შორის მამაკაცები ჭარბობენ, ხანში შესულებს შორის კი ქალები. 45 წლისთვის ეს დაავადება მოსახლეობის 2%-ს აქვს, 45-დან 64 წლამდე - 30%-ს, 65 წლიდან კი 63-85%-ს. ართროზი ყველაზე ხშირად მტევნისა და ტერფის, ხერხემლის კისრისა და წელის განყოფილებათა სახსრებს აზიანებს, თუმცადა საყრდენ-მამოძრავებელი სისტემის დაზიანების სიმძიმის მიხედვით პირველ ადგილს მენჯ-ბარძაყის (კოქსართროზი), მუხლის (გონართროზი), ტერფისა და მხრის სახსრის ართროზები იკავებენ.

ართროზის შედეგია სახსრის სრული რღვევა, ანკილოზი - სახსრის სრული უმოძრაობა - ან ნეოართროზი - არაბუნებრივი მოძრაობის მქონე სახსრის ფორმირება, რასაც თან სდევს კიდურთა ფუნქციების მოშლა.

ართროზის გამომწვევი მიზეზებია ადამიანის არაჯანსაღი ცხოვრების წესი, სხვადასხვა სახის საკვები დანამატები და რაც მთავარია სახსრის ზედაპირის ხრტილოვანი ნაწილის დაზიანება. ყოველივე ეს კი იწვევს სახსრის ფუნქციის მოშლას. სახსრების ენდოპროთეზირება ართროზის მკურნალობის ქირურგიული მეთოდია, რომელიც მაშინ ტარდება, როცა სახსრის დაზიანების ხარისხი იმდენად მძიმეა, რომ თერაპიული, კონსერვატიული მეთოდებით მდგომარეობა გამოსწორებას არ ექვემდებარება.

ენდოპროთეზირება არის ეფექტური და ხშირ შემთხვევაში ერთადერთი მეთოდი ადამიანის სახსრების ფუნქციის აღდგენისა. აღსანიშნავია, რომ დღეისათვის ენდოპროთეზები გამოიყენება ადამიანის

სხეულის 40-მდე სხვადასხვა ორგანოს მკურნალობისა და შეცვლისათვის. იმპლანტების გამოყენების სფეროებია: კონტაქტური ლინზები, მასალები ლარინგოლოგიისთვის, თავის ქალის ქირურგიისთვის, იმპლანტები სტომატოლოგიისთვის, ხელოვნური გული, სარქველები, ხერხემლის იმპლანტები, საშარდე და სასქესო ორგანოების პროთეზები, სახსრების პროთეზები, სისხლძარღვების პროთეზები, დამტვრეული ძვლების სტაბილიზატორები, ხელოვნური მყესები და ა.შ.

ენდოპროთეზების 50 წლიანმა ისტორიამ გვაჩვენა რომ მათ განიცადეს მნიშვნელოვანი ცვლილებები. ყველაზე საპასუხისმგებლო ელემენტი არის მასალა, რომლისგანაც ისინი არიან დამზადებული. ენდოპროთეზების მასალას უნდა ჰქონდეს დაახლოებით ისეთივე მექანიკური მახასიათებლები, როგორც ძვალს, ისინი უნდა იყვნენ ბიოინერტულები და მათი მექანიკური მახასიათებლები უნდა უზრუნველყოფდნენ ენდოპროთეზების საიმედო მუშაობას, აგრეთვე ძალიან მნიშვნელოვანია იმპლანტების კონსტრუქციების სრულყოფა და მათი დამუშავების მაღალი ხარისხის უზრუნველყოფა.

ამჟამად ენდოპროთეზების დასამზადებლად გამოიყენება ლითონური, კერამიკული და პოლიმერული მასალები. უკანასკნელ პერიოდში შეიქმნა რიგი განსაკუთრებული თვისებების მქონე ხელოვნური მასალებისა, როგორცაა, ხელოვნური საფირონი და ხელოვნური ლალი. ხელოვნურ საფირონს აქვს უნიკალური ფიზიკო-მექანიკური თვისებები: მაღალი სიმტკიცე, დარტყმითი სიბლანტე, ტემპერატურის ფართო დიაპაზონში - 200-დან +100 °C, ქიმიურად მდგრადია აგრესიულ გარემოს მიმართ, ახასიათებს სრიალის მაღალი მახასიათებლები და ცვეთამედეგობა.

ხელოვნური საფირონის გამოყენება ძალზე დამაიმედებელია ენდოპროთეზების ხახუნის წყვილის დამზადებისათვის. ამიტომ მისი დამუშავებადობის ოპტიმალური პირობების დადგენა და დამუშავებული ზედაპირის მაღალი ხარისხის უზრუნველყოფა არის ძალზე აქტუალური პრობლემა.

წინამდებარე სამუშაოს კვლევის მიზანია მენჯ-ბარძაყის სფერული წყვილისათვის ხელოვნურად მიღებული საფირონის კრისტალის დამუშავების ოპტიმალური პირობების დადგენა. ამისათვის საჭირო იყო შემდეგი ამოცანების გადაჭრა:

1. საფირონი-საფირონის ხახუნის წყვილის ტრიბოლოგიური მახასიათებლების შესწავლა;
2. საფირონის კრისტალის ორიენტაციის გავლენის დადგენა მის ხეხვით დამუშავებადობაზე;
3. აღმასური სახეხი ქარგოლის მახასიათებლების გავლენის დადგენა საფირონის კრისტალის დამუშავებადობაზე;
4. ჭრის სიჩქარის, წნევის და სახეხი ქარგოლის მახასიათებლების გავლენის დადგენა საფირონის დამუშავებული ზედაპირის ხარისხზე;
5. ენდოპროთეზის სფერული წყვილისთვის დამუშავების ორიგინალური მეთოდების შექმნა.

კვლევის საგანს წარმოადგენს სამედიცინო საფირონის კრისტალის დამუშავების ოპტიმალური პირობების დადგენა.

კვლევის მეთოდები დაფუძნებულია თანამედროვე ექსპერიმენტალური დანადგარების გამოყენებაზე.

სამეცნიერო სიახლე – ადამიანის მენჯ-ბარძაყის იმპლანტებისთვის გამოყენებული მასალების ფიზიკო-მექანიკური თვისებების და საექსპლუატაციო მახასიათებლების ანალიზის საფუძველზე ჩამოყალიბებულია პაციენტის ასაკისა და სოციალური მდგომარეობის შესაბამისი ენდოპროტეზების ოპტიმალური წყვილების შერჩევის კონცეფცია და შემუშავებულია მათი ეფექტური ფუნქციონირების რესურსის გაზრდის ძირითადი მეცნიერული საფუძვლები.

ახალგაზრდა და მარეტიალურად უზრუნველყოფილი პაციენტებისთვის დასაბუთებულია საფირონის მონოკრისტალისგან დამზადებული იმპლანტების გამოყენება და დადგენილია მათი არასრული სფერული ზედაპირების ხარისხისა და გეომეტრიული პარამეტრების სიზუსტის ამაღლების უზრუნველსაყოფად აუცილებელი ტექნოლოგიური პროცესების დადგენის პრინციპები.

შემოთავაზებულია იმპლანტების ყველაზე საპასუხისმგებლო სფერული ზედაპირების მიღებისთვის საჭირო პროგრესული კინემატიკური სქემები, რომელთა პრაქტიკული მატერიალიზება საგრძნობლად გააუმჯობესებს ენდოპროთეზის საექსპლუატაციო მახასიათებლებს და შესაბამისად გაზრდის პაციენტის საყრდენ-მამოძრავებელი სისტემის უსაფრთხო ფუნქციონირების ხანგრძლივობას.

სამუშაოს პრაქტიკული მნიშვნელობა - დამზადდა საცდელი ნიმუშები, შემუშავდა სამედიცინო საფირონის ალმასური დამუშავების კვლევის მეთოდი იმპლანტის ზედაპირის უდეფექტო დამუშავების პირობების განსაზღვრისათვის. შემუშავებული იქნა სფერული ზედაპირების დამუშავების ორიგინალური მეთოდი, რომელიც უზრუნველყოფს მოსახსნელი ფენის მცირე სისქეს, შედარებით დიდი მოსაჭრელი ფენის ფართს, დაბალ კონტაქტის ტემპერატურას, ინარჩუნებს ალმასური სახეხი ქარგოლის ფორმის სიზუსტეს. ეს ყველაფერი უზრუნველყოფს მასალის მოხსნის სიჩქარის, დამუშავებული ზედაპირის ხარისხის გადიდებას და დამუშავების პროცესის სტაბილურობას.

ჩატარებული კვლევების შედეგად შემუშავებული იქნა მთელი რიგი რეკომენდაციები:

1. საფირონი-საფირონის ხახუნის წყვილის ტრიბოლოგიური კვლევის შედეგად დადგინილია ხახუნის ძალის ცვლილების ხასიათი საფირონის კრისტალის სხვადასხვა ორიენტაციისათვის. კრისტალის ორიენტაციებზე 1012 და 0001 კატასტროფული ცვეთის უბნები დაფიქსირებული არ იქნა, რაც იმაზე მიუთითებს, რომ საფირონის კრისტალი ძნელად ცვდება და მას ხახუნის კოეფიციენტი აქვს დაბალი;
2. დადგენილი იქნა ჭრის სიჩქარისა და მიჭერის ძალის გავლენა დამუშავების მწარმოებლობაზე;

3. დადგენილი იქნა ალმასური ქარგოლის მახასიათებლების კერძოდ მარცვლოვანების, შემკვრელის, ალმასური იარაღის კონცენტრაციის ოპტიმალური მნიშვნელობები მწარმოებლურობის გაზრდის მიზნით,
4. დადგენილი იქნა ალმასური იარაღის მახასიათებლების გავლენა ზედაპირის ხარისხის მაჩვენებლებზე, კერძოდ, საფირონის კრისტალზე დამუშავების შემდეგ დარჩენილ უსწორობათა სიდიდეზე, პროფილის ფარდობით საყრდენ სიგრძეზე და ზედაპირული დეფექტური ფენის სიდიდეზე;
5. საფირონის დამუშავებული კრისტალის ელექტრონულ სკანირებულ მიკროსკოპზე გამოკვლევით დადგინდა, რომ ალმასური ქარგოლით ორგანული შემკვრელით საფირონის კრისტალის დამუშავებისას ზედაპირზე შეინიშნება პლასტიკური დეფორმაციის კვანძები და ამონატეხები, კერამიკული შემკვრელით ალმასური ქარგოლით საფირონის დამუშავებული ზედაპირი უფრო ერთგვაროვანია, ხოლო ლითონური შემკვრელით ალმასური ქარგოლით დამუშავებულ საფირონის ზედაპირზე შეინიშნება ნაკაწრები.

Abstract

The healthy human being preconditions the world evolution but the human health breaks down from various factors and frequently it becomes necessary to restore the initial function of his individual organs.

The support-moving system of the human being is one of his basic organs that mainly consist of a bone tissue. The bones represent a moving mechanism of support of soft tissues and muscle. The biological function of bones is connected with their participation in metabolism and processes of blood origin and from time to time they lose their basic function because of various factors.

The bone at its transformation expense represents permanently renewable dynamic structure. Inhibition or worsening of transformation are accompanied by the deterioration of the bone mechanical properties that causes the development of micro- and macro fracture, disturbed circulation, development of inflammatory process of its or adjacent tissues, necrosis of bone by action of thermal factors (burn, frostbite) on the bone, atrophy of bone, aging.

Arthrosis is the most extended disease of joints of the XXI century that is the main cause of losing labor skills and deterioration of the life quality. Nowadays there are millions of people in the world ill with arthrosis. Among young patients men prevail and among aged people women. By 45 years old this disease has 2%, from 45 to 64 years 30%, from 65 years 63-85%. Most frequently arthrosis harms the sections of joints of hand and foot, spinal cord and hip (spondylarthrosis), although according to heaviness of damage of the support-movable system the first place has arthrosis of hip-joint (coxarthrosis), knee (gonarthrosis), foot and shoulder joint.

The arthrosis result is full destruction of joint, ankylosis-full immobility or neoarthrosis-formation of the joint with unnatural motion that is followed by destruction of functions of limbs.

Causes of arthrosis are the human unhealthy living rule, various nutrition additives and damage of the cartilage part of the main joint surface and all these cause destruction of the joint function. The endo- prosthetics of joints is the curing surgical method of arthrosis that is conducted when degree of the joint damage is so heavy that it is not subjected to improvement of the situation by therapy, conservative methods.

Endo-prosthetics is effective and frequently the only method for restoration of the function of the human joints. It must be noted that nowadays endo-protheses are used for curing and changing of 40 various organs of human body. The spheres of use of implants are: contact lens, materials for laryngology, for skull surgery, implants for teeth, artificial heart, valves, spinal implants, prostheses of urinal and sexual organs, prostheses of joints, cardio-vascular prostheses, stabilizers of broken bones and artificial tendons.

The 50 year old history of endo-prosthesis has shown us that they endured significant changes. The most significant element is the material from which they are manufactured. The material of endo-protheses must have approximately such mechanical features as those of a bone; they must be bio-inert and their mechanical features must provide reliable work of endo-protheses, also very significant is the perfection of designs of implants and provision of high degree of their machining.

Nowadays for manufacture endo-protheses are used metals, ceramic and polymer materials. Recently artificial materials with the number of unique features such as artificial sapphire and artificial ruby have been created. Artificial sapphire has unique physical and mechanical features: high strength, hit viscosity in a wide range of temperature from -200° to 100°C, it is chemically stable towards the aggressive environment and is characterized high indices of sliding and wear resistance.

The use of artificial sapphire is very reliable for manufacture of the friction pair of endo-protheses. Therefore, the establishment of optimal conditions of its machining and provision of high degree of the machined surface is a very topical problem.

Therefore, the significant topical problem is the perfection of design of implants and provision of the high degree of their machined surfaces.

The investigation objective of the submitted work is the establishment of optimal conditions of machining of the artificially obtained sapphire crystal for spherical pair of hip-joint. For this purpose the solution to the following tasks was necessary:

1. Studies of tribological features of sapphire-sapphire pair;
2. Establishment of the influence of the sapphire crystal orientation on its machinability by grinding;

3. Establishment of the influence of features-granularity of the diamond grinding ring, viscose substance, concentration on the machinability of sapphire crystal;
4. Influence of the cutting speed, pressure and the grinding ring features on the quality of its machined surface;
5. Creation of the original methods of machining for the spherical pair of endo-prosthesis.

The investigation subject is the establishment of optimal conditions of machining of the medical sapphire crystal.

The investigation methods are based on the use of contemporary experimental settings.

The scientific novelty of the investigation results was studied at first in the tribological indices of sapphire-sapphire friction pair for various orientation of crystal, influence of the cutting speed and pressing force, also influence of the diamond grinding ring features on its workability and indices of the machined surface quality for which the morphology of surface layers of the sapphire crystal was studied.

As a result of the conducted investigations the whole number of recommendations has been elaborated:

1. As a result of tribological investigations of sapphire-sapphire pair the friction force change manner for various orientations of the sapphire crystal has been established. On the crystal orientations 1080 and 0001 the sites of catastrophic wear have not been fixed which points out that the sapphire crystal almost does not wear and the coefficient of its friction is low;
2. Influence of the cutting speed and pressing force on manufacturability of machining has been established;
3. Optimal meanings of the diamond ring features, particularly grain viscous substances, concentration of the diamond tool with the aim of growth of manufacturability;
4. Influence of the diamond tool features on indices of the surface quality has been established, particularly on the volume of unevenness remained after machining of the sapphire crystal, with profile ratio on support length and on the volume of the surface defect layer;
5. By the investigation of the machined sapphire crystal on electronic scanning microscope was established that during machining of the sapphire crystal with the diamond ring organic viscous substance on the surface are seen the traces of plastic deformation and fractures, the machined sapphire surface by the diamond ring of ceramic viscous substance is more homogenous but on the sapphire surface with the diamond ring of the metal viscous substance scratches are seen.

შინაარსი

შესავალი	xvi
I. თავი - ლიტერატურის მიმოხილვა	25
1.1 ენდოპროთეზების განვითარების ისტორია	25
1.2. ენდოპროთეზირების გამომწვევი მიზეზები	29
1.4. სახსრების ენდოპროთეზების დამზადებისათვის გამოყენებული თანამედროვე მასალები	58
1.4.1. ლითონური შენადნობები	67
1.4.2. პოლიმერული მასალები	70
1.4.3. კერამიკული მასალები	71
1.4.4. საფირონი	75
II. თავი- შედეგები და მათი განსჯა	80
2.1. ექსპერიმენტების ჩატარების მეთოდოლოგია	80
2.2. ენდოპროთეზების საფირონ-საფირონის ხახუნის წყვილის ტრიბოლოგიური კვლევა	86
2.3. საფირონის კრისტალის ორიენტაციის გავლენა მის დამუშავებადობაზე	91
2.4. დამუშავებული ზედაპირის ხარისხი საფირონის სხვადასხვა ორიენტაციის კრისტალების ალმასური ქარგოლებით დამუშავებისას	98
2.5. არასრული სფერული ზედაპირის მექანიკური დამუშავების მეთოდების შემუშავება	103
და ს კ ვ ნ ე ბ ი	117
ლიტერატურა:	120
დანართი 1	125
დანართი 2	138

ნახაზების ნუსხა

ნახ. 1 ძვალი-საყრდენ-მამოძრავებელი აპარატის ორგანო, ა) ნორმალური და ბ) დაავადებული ძვლის სტრუქტურული სურათები	25
ნახ. 2 ართროზი-გამოხატული სახსრის პათოლოგია	25
ნახ. 3 პათოლოგიების გამომწვევი მიზეზები	25
ნახ. 4 ადამიანის მენჯ-ბარძაყის სახსრის ენდოპროთეზირება საფირონის თავაკის გამოყენებით	25
ნახ. 5 მავნე ემულგატორების ჩამონათვალი	25
ნახ. 6 ბიომასალების-იმპლანტების გამოყენების სფეროები	25
ნახ. 7 ენდოპროთეზების მსოფლიო მწარმოებლები 1.აშშ; 2. იაპონია; 3. გერმანია; 4. საფრანგეთი; 5. დიდი ბრიტანეთი; 6. რუსეთი; 7. იტალია; 8. ჩრ. კორეა; 9. აზიის ქვეყნები; 10. სხვა ქვეყნები.	40
ნახ. 8 . ადამიანის მენჯ-ბარძაყის ხელოვნური სახსრის ბიოფუნქციონალურობის შეფასება	25
ნახ. 9 მენჯ-ბარძაყის სახსრის ენდოპროთეზების თანამედროვე კონსტრუქციები: ა) მიულერის სწროეი ცემენტური ფეხი, ბ) მიულერის ენდოპროთეზი CDH; გ) ვაგნერის უცემენტო კონუსური ენდოპროთეზი; დ) ვაგნერის კონუსური ენდოპროთეზი;	25
ნახ. 10 ბარძაყის თავაკი საფირონისგან (ა) ცირკონული კერამიკისგან(a-b), უჟანგავი ფოლადისგან (ბ), ბიოლოგიურად სუფთა ტიტანისგან (ც).	25
ნახ. 11 ბრუნვითი ხახუნის სქემა-a და კონტრსხეულების მაგალითი - ბ	25
ნახ. 12 მოწყობილობა T-20.....	25
ნახ. 13 ა- დაბალტემპერატურული პრეციზიული ხეხვის სქემა : 1- სახეხი რგოლი; 2- კასეტა დეტალებით. ბ-დტხ-ს ლაბორატორიული მოწყობილობა;	25
ნახ. 14 დისკების ბრუნვის სქემა: Y-TZP (1), (Y, Ce, Hf)-TZP (2,4), Ti (3)	25
ნახ. 15 წყვილის საფირონი-საფირონი ხახუნის ძალის დამოკიდებულება დროზე სიბრტყეზე 1010 – ა, სიბრტყეზე 1012 – ბ, სიბრტყეზე 0001– გ.....	25
ნახ. 16 წყვილის საფირონი-ლალი ხახუნის ძალის დამოკიდებულება დროზე.....	25
ნახ. 17 ხახუნის კოეფიციენტის შედარებითი ჰისტოგრამა.....	25
ნახ. 18 . ზედაპირების ხახუნის ტოპოგრაფია: ა,ბ – ხახუნის წყვილი საფირონი-საფირონი, სიბრტყე 1010(ა,ბ) და (0001)(გ); ხახუნის წყვილი საფირონი-ლალი (დ)	25
ნახ. 19 ხაზობრივი ცვეთის ცვლილება და ხახუნის ძალის დაწოლის ძალაზე დამოკიდებულება, საფირონისთვის სიბრტყის ორიენტაციის 1018, 1080. 0001 და ლალისთვის.	25
ნახ. 20 ცვეთის ლაქების ფოტოები დისკებისზედაპირისთვის დამზადებული: საფირონისგან 0001 – ა, 3Y-TZP – ბ,	91
ნახ. 21 დპხ-ს კინემატიკური სქემა: 1 – ტორსული სახეხი ქარგოლი; 2 დასამუშავებელი დეტალები; 3 – კასეტა.	25
ნახ. 22 შედეგობრივი მოძრაობის ჭრის სიჩქარე დპხ-ს დროს.....	25

ნახ. 23 დამუშავების მწარმოებლობის დამოკიდებულებას ჭრის რეჟიმებზე. 1–{0001}, 2–{1010}, 3–{1012}. ალმასური ქარგოლი: ACM 28/20, BC-11, 100%. ა) P= 750 კპა, ბ) V=6 მ/წმ.	25
ნახ. 24 დამუშავების მწარმოებლობის დამოკიდებულება ალმასური გროლის მარცვლოვანებაზე: 1–{0001}, 2–{1010}, 3–{1012}. ალმასური რგოლები: ACM 28/20, BC-11, 100%. ACM 14/10, BC-11, 100%. ჭრის რეჟიმები: V=6 მ/წმ, P= 750 მპა.	25
ნახ. 25 ზედაპირის ხარისხის დამოკიდებულება ალმასური ქარგოლის მარცვლოვანებაზე: ა) Rz- d3, ბ) ტო3- d3, გ) H- d3 1–{0001}, 2–{1010}, 3–(1012}. ალმასური რგოლები: ACM 28/20, BC-11, 100%. ACM 14/10, BC-11, 100%. ჭრის რეჟიმები: V=6 მ/წმ, P= 750 კპა.	25
ნახ. 26 დპხ-ს მეთოდით დამუშავებული საფირონის ექსპერიმენტალური ნიმუშების ზედაპირების მიკროფოტოები: 1010: ა- ალმასური ქარგოლი– ACM 28/20, CK6, 100%, ჭრის რეჟიმები: V=6 მ/წმ, P= 750 კპა. ბ- ალმასური ქარგოლი: – ACM 28/20, MIII-TO 100%, ჭრის რეჟიმები: V=6 მ/წმ, P= 750 კპა.	25
ნახ. 27 დპხ-ს მეთოდით დამუშავებული საფირონის ექსპერიმენტალური ნიმუშების ზედაპირების მიკროფოტოები: ა-ორიენტაცია 0001 ალმასური ქარგოლი– ACM 14/10, BC11, 100%, ჭრის რეჟიმები: V=3მ/წმ, P=750 კპა. ბ-ორიენტაცია 1010 ალმასური ქარგოლი– ACM 14/10, შემკვრელი BC-11 100%, ჭრის რეჟიმები: V=3მ/წმ, P=750 კპა.	25
ნახ. 28 დპხ-ს მეთოდით დამუშავებული საფირონის ექსპერიმენტალური ნიმუშების ზედაპირების მიკროფოტოები: ა-ორიენტაცია 1010, ბ- 1012. ალმასური ქარგოლი– – ACM 14/10, ორგანული შემკვრელი სპეც., 50 % ჭრის რეჟიმები: V=1მ/წმ, P=750 კპა.	25
ნახ. 29 არასრული სფერული ზედაპირების ფორმაწარმოქმნის სქემები ტორსული სახეხი ქარგოლით. 1 – ალმასური სახეხი ქარგოლ2 – დასამუშავებელი დეტალი –არასრული სფერო;ა)სფეროს O ცენტრის მიმართ დეტალის რხევით; ბ)სფეროს O ცენტრის მიმართ ალმასური ქარგოლის რხევით გ) დეტალის ორმაგი ბრუნვით.	25
ნახ. 30 არასრული სფერული ზედაპირების ფორმაწარმოქმნის სქემა ტორსული ხეხვით: 1– ტორსული სახეხი ქარგოლი; 2–დასამუშავებელი დეტალი –არასრული სფერო; 3–შპინდელის ბრუნვის ღერძი; 4–დეტალის ბრუნვის ღერძი.	25
ნახ. 31 ჭრის სიჩქარე არასრული სფერული ზედაპირების ფორმაწარმოქმნის	25
ნახ. 32 ჭრის ზონაში მიჭერის ძალა არასრული სფერული ზედაპირების ფორმაწარმოქმნის მოცემული სქემისთვის.	25
ნახ. 33 ნახევრადსფერული თავაკის ფორმირების სქემა სპეციალური სახეხი ქარგოლით (დპხ მეთოდით)	25
ნახ. 34 კომერციულად ხელმისაწვდომი ქარგოლების გამოყენებით ენდოპროთეზის ხეხვის შესაძლო ვარიანტები.	25

ცხრილების ნუსხა

ცხრილი 1 ბიომასალები კლასიფიკაცია კლასების მიხედვით.....	63
ცხრილი 2 კერამიკული მასალების სიმტკიცის და სიბლანტის დამოკიდებულება მარცვლის ზომებსა და სტაბილიზირებული დანამატების კონცენტრაციაზე.....	74
ცხრილი 3 საფირონის და ZnO ₂ -ს ბაზაზე შექმნილი კერამიკის ზოგიერთი ფიზიკო-მექანიკური მახასიათებლები ISO-ს სტანდარტების შესაბამისად.	74
ცხრილი 4 დაბალტემპერატურული კომპოზიტები ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის ბაზაზე.....	75
ცხრილი 5 რინგერის ხსნარის შემადგენლობა	81
ცხრილი 6 მწარმოებლურობის დამოკიდებულება ჭრის რეჟიმებზე ორიენტაცია 0001	96
ცხრილი 7 მწარმოებლურობის დამოკიდებულება ჭრის რეჟიმებზე ორიენტაცია 1010	97
ცხრილი 8 მწარმოებლურობის დამოკიდებულება ჭრის რეჟიმებზე ორიენტაცია 1012	97

დანართების ნუსხა

დანართი 1 დვხ მეთოდით დამუშავებული საფირონის ექსპერიმენტალური ნიმუშების ზედაპირების მიკროფოტოები.....	125
დანართი 2 ალმასური სახეხი ქარგოლის მედეგობა T, წთ, მასალის ხაზობრივი მოხსნისას.....	138

მადლიერების გვერდი

ულრმეს მადლიერებას ვუძღვნი საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტის მექანიკის ინჟინერიის საწარმოო ტექნოლოგიური დეპარტამენტის ასოცირებულ პროფესორს დავით ბუცხრიკიძეს გაწეული რჩევებისთვის ექსპერიმენტების ჩატარებისას, რადგან ძირითადი ექსპერიმენტები ჩატარებული იყო მის მიერ შექმნილ დაბალტემპერატურულ პრეციზიულ სახეხ ჩარხზე .

განსაკუთრებული მადლობა მინდა ვუთხრა საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტის მექანიკის ინჟინერიის საწარმოო ტექნოლოგიური დეპარტამენტის სრულ პროფესორს ჩემს ხელმძღვანელს რაული თურმანიძეს რომელსაც უდიდესი წვლილი მიუძღვის ჩემს არა მხოლოდ პროფესიონალურ არამედ პიროვნულ ჩამოყალიბებაში.

შესავალი

სამყაროს ევოლუციას განაპირობებს ჯანმრთელი ადამიანი, მაგრამ მისი ჯანმრთელობა სხვადასხვა ფაქტორების ზემოქმედებით, ხშირად გამოდის მწყობრიდან და საჭირო ხდება მისი ცალკეული ორგანოების თავდაპირველი ფუნქციის აღდგენა.

ადამიანის საყრდენ-მამოძრავებელი აპარატი არის მისი ერთ-ერთი ძირითადი სისტემა, რომელიც შედგება ძვლოვანი ქსოვილისგან. ძვლები ქმნიან რბილი ქსოვილების საყრდენ და კუნთების მამოძრავებელ მექანიზმს. მათი ბიოლოგიური ფუნქცია დაკავშირებულია ნივთიერებათა ცვლაში და სისხლის წარმოქმნის პროცესებში მონაწილეობასთან. დროთა განმავლობაში ისინი კარგავენ თავიანთ ძირითად ფუნქციას სხვადასხვა ფაქტორების გამო.

ძვალი მისი გარდაქმნის ხარჯზე წარმოადგენს, მუდმივად განახლებად, დინამიკურ სტრუქტურას. გარდაქმნის დამუხრუჭებას ან დათრგუნვას თან სდევს ძვლის მექანიკური თვისებების გაუარესება, რაც იწვევს მიკრო და მაკრომოტეხილობების განვითარებას, სისხლის მიმოქცევის მოშლას, მისი ან მიმდებარე ქსოვილების ანთებითი პროცესების, ძვალზე თერმული ფაქტორების (დამწვრობა, მოყინვა) მოქმედებით ძვლის ნეკროზის განვითარებას, ძვლის ატროფიას.

ართროზი არის XXI საუკუნის სახსრების ყველაზე გავრცელებული დაავადებაა, რომელიც შრომის უნარის დაკარგვის, ცხოვრების ხარისხის გაუარესების მთავარ მიზეზს წარმოადგენს. დღეს მსოფლიოში ართროზით მილიონობით ადამიანია დაავადებული. ახალგაზრდა პაციენტებს შორის მამაკაცები ჭარბობენ, ხანში შესულებს შორის კი ქალები. 45 წლისთვის ეს დაავადება მოსახლეობის 2%-ს აქვს, 45-დან 64 წლამდე - 30%-ს, 65 წლიდან კი 63-85%-ს. ართროზი ყველაზე ხშირად მტევნისა და ტერფის, ხერხემლის კისრისა და წელის განყოფილებათა სახსრებს (სპონდილოართროზი) აზიანებს, თუმცაღა საყრდენ-მამოძრავებელი სისტემის დაზიანების

სიმძიმის მიხედვით პირველ ადგილს მენჯ-ბარძაყის (კოქსართროზი), მუხლის (გონართროზი), ტერფისა და მხრის სახსრის ართროზები იკავებენ.

ართროზის შედეგია სახსრის სრული რღვევა, ანკილოზი - სახსრის სრული უმოძრაობა - ან ნეოართროზი - არაბუნებრივი მოძრაობის მქონე სახსრის ფორმირება, რასაც თან სდევს კიდურთა ფუნქციების მოშლა.

ართროზის გამომწვევი მიზეზებია ადამიანის არაჯანსაღი ცხოვრების წესი, სხვადასხვა სახის საკვები დანამატები და მთავარი სახსრის ზედაპირის ხრტილოვანი ნაწილის დაზიანება. ყოველივე ეს კი იწვევს სახსრის ფუნქციის მოშლას. სახსრების ენდოპროთეზირება ართროზის მკურნალობის ქირურგიული მეთოდია, რომელიც მაშინ ტარდება, როცა სახსრის დაზიანების ხარისხი იმდენად მძიმეა, რომ თერაპიული, კონსერვატიული მეთოდებით მდგომარეობა გამოსწორებას არ ექვემდებარება.

თემის აქტუალობა: ენდოპროთეზირება არის ეფექტური და ხშირ შემთხვევაში ერთადერთი მეთოდი ადამიანის სახსრების ფუნქციის აღდგენისა. აღსანიშნავია, რომ დღეისათვის ენდოპროთეზები გამოიყენება ადამიანის სხეულის 40-მდე სხვადასხვა ორგანოს მკურნალობისა და შეცვლისათვის. იმპლანტების გამოყენების სფეროებია: კონტაქტური ლინზები, მასალები ლარინგოლოგიისთვის, თავის ქალის ქირურგიისთვის, იმპლანტები სტომატოლოგიისთვის, ხელოვნური გული, სარქველები, ხერხემლის იმპლანტები, საშარდე და სასქესო ორგანოების პროთეზები, სახსრების პროთეზები, სისხლძარღვების პროთეზები, დამტვრეული ძვლების სტაბილიზატორები, ხელოვნური მყესები და ა.შ.

ენდოპროთეზების 50 წლიანმა ისტორიამ გვაჩვენა რომ მათ განიცადეს მნიშვნელოვანი ცვლილებები. მათი ყველაზე საპასუხისმგებლო ელემენტი არის მასალა რომლითაც ისინი არიან დამზადებული. ენდოპროთეზების მასალას უნდა ჰქონდეს დაახლოებით ისეთივე მექანიკური მახასიათებლები, როგორც ძვალს, ისინი უნდა იყვნენ ბიოინერტულები და მათი მექანიკური მახასიათებლები უნდა უზრუნველყოფდნენ ენდოპროთეზების

საიმედო მუშაობას, აგრეთვე ძალიან მნიშვნელოვანია იმპლანტების კონსტრუქციების სრულყოფა და მათი დამუშავების მაღალი ხარისხის უზრუნველყოფა.

ამჟამად ენდოპროთეზების დასამზადებლად გამოიყენება ლითონური, კერამიკული და პოლიმერული მასალები. უკანასკნელ პერიოდში შეიქმნა რიგი განსაკუთრებული თვისებების მქონე ხელოვნური მასალები, როგორცაა, ხელოვნური საფირონი და ხელოვნური ლალი. ხელოვნურ საფირონს აქვს უნიკალური ფიზიკო-მექანიკური თვისებები: მაღალი სიმტკიცე, დარტყმითი სიბლანტე ტემპერატურის ფართო დიაპაზონში - 200-დან +100 °C, იგი ქიმიურად მდგრადია აგრესიულ გარემოს მიმართ, ახასიათებს სრიალის მაღალი მახასიათებლები და ცვეთამედეგობა.

ხელოვნური საფირონის გამოყენება ძალზე დამაიმედებელია ენდოპროთეზების ხახუნის წყვილის დამზადებისათვის. ამიტომ მისი დამუშავებადობის ოპტიმალური პირობების დადგენა და დამუშავებული ზედაპირის მაღალი ხარისხის უზრუნველყოფა არის ძალზე აქტუალური პრობლემა.

პრობლემის მდგომარეობა და შესწავლა: ენდოპროთეზების არსებული კონსტრუქციები და მასალები ვერ უზრუნველყოფენ რიგი გართულებების თავიდან აცილებას. საზოგადოებრივ ენდოპროთეზირებული სახსარი უკეთეს პირობებში მუშაობს 15-20 წელი. განსაკუთრებით მნიშვნელოვანია ენდოპროთეზების მასალის შერჩევა, რადგან ეს მასალები უნდა იყოს ბიოლოგიურად თავსებადი ადამიანის ორგანიზმთან, უნდა ჰქონდეთ შესაბამისი მექანიკური მახასიათებლები. მსოფლიოში არსებობს ენდოპროთეზების მწარმოებელი რამდენიმე წამყვანი ფირმა, რომლებიც უზრუნველყოფენ მაღალი ხარისხის ენდოპროთეზების წარმოებას. საქართველოშიც სწორედ მსოფლიო ლიდერების ხუთეულში შემავალი ფირმების ნაწარმი შემოდის. ოპერაცია, გამოყენებული პროთეზის ღირებულების გათვალისწინებით, საშუალოდ 5500-7000 ლარი ჯდება. საზღვარგარეთ ასეთი ჩარევა გაცილებით ძვირია. სახსრების შეცვლა

ხელოვნური მასალებით დასაბამს იღებს 1830 წლიდან როდესაც მ.ი. პიროგოვმა წამოაყენა მენჯ-ბარძაყის სახსრის სპილოს ძვლისგან დამზადებული ენდოპროთეზით შეცვლის იდეა, მაგრამ ეს ექსპერიმენტი დამთავრდა კრახით. 1890 წელს გერმანელმა მეცნიერმა გლუკმა სამ პაციენტს ჩაუდგა აგრეთვე სპილოს ძვლისგან დამზადებული ენდოპროთეზი, მაგრამ სამივე პროთეზი მუხლის სახსარში დაჩირქდა და საჭირო გახდა მათი ამოღება. შემდეგი კვლევები, რომლებიც ეხება ბარძაყის ძვლის შეცვლას იწყება XX საუკუნის დასაწყისიდან. 1903 წელს პ. დელბეტის, 1909 წელს სუდოკის და 1913 წელს კიონიგის მიერ აგრეთვე გამოყენებული იქნა სპილოს ძვლის ენდოპროთეზები. 1919 წელს პ. დელბეტის მიერ პირველად იქნა გამოყენებული ბარძაყის ძვლის შესაცვლელად რეზინის არმირებული პროთეზი.

XX საუკუნის 30-იანი წლებიდან დაიწყო სხვადასხვა ნივთიერებების გავლენების შესწავლა ადამიანის ორგანიზმზე. 1937 წელს გ.ს. ვენაბლიმ დაადგინა, რომ ადამიანის ორგანიზმისთვის ყველაზე ინერტული არის ვიტალიუმი, ქრომის, კობალტისა და მოლიბდენის ნაერთით. 1939 წელს აშშ-ში ბოლმანის მიერ პირველად იქნა გამოცდილი ვიტალიტის პროთეზი, რომელსაც ჰქონდა სამკუთხა ლითონის ფეხი და სფერული თავი. 1940 წელს ძმები ჯუდეტების მიერ გამოყენებული იქნა პროთეზი აკრილისგან [14]. 1949 წელს ვაილსმა გამოიყენა უჟანგავი ფილადისგან დამზადებული ენდოპროთეზი. 1950 წელს გროსეტმა შექმნა აკრილის თავიანი პროთეზი, რომელშიც გამოყენებული იყო გრძელი სამკუთხა შტიფტი. ამ პროთეზს პირველს ჰქონდა მასობრივი გამოყენება. ყველა ზემოთჩამოთვლილი პროთეზის უარყოფითი თვისება იყო ის, რომ მათ ჰქონდათ მოკლე ფეხი, რომელიც არ იძლეოდა მათი ხანგრძლივი დროით ძვალში ჩამაგრების საშუალებას, რის შედეგადაც პროთეზი ირყეოდა. 1957 წელს ლიპმანმა შეიმუშავა გრძელფეხიანი პროთეზი, რომელშიც პროთეზი თავისუფლად ტრიალებდა ფეხზე და ჩერდებოდა შესაბამისი კუთხით ფეხის მიმართ. რამდენადმე უკეთესი იყო პროთეზები გამოწეული ფეხით. ისინი

საშუალებას იძლეოდა შენარჩუნებული ყოფილიყო ბარძაყის ძვლის ნაწილი და თითქმის არ იმტვრეოდნენ. შემდეგში ფირმა Zimmer-მა დაიწყო ასეთი პროთეზების სერიული გამოშვება [12]. 1951 წელს მ. ურისტმა შექმნა ენდოპროთეზები ბარძაყის ფოსოსთვის. ეს იყო ლითონისგან დამზადებული ღრმული, რომელიც ზუსტად იმეორებდა ადამიანის ბარძაყის ფოსოს ფორმას, შემდგომში მსგავსი პროთეზები იქნა შექმნილი მთელი რიგი მეცნიერების მიერ.

რევოლუციური გადაწყვეტა ენდოპროთეზირებაში შეიტანა ჩარნლეიმ, რომელმაც პირველად გამოიყენა აკრილის ცემენტი ლითონის ენდოპროთეზის ფიქსაციისათვის და აგრეთვე მასალები დაბალი ხახუნის კოეფიციენტით ენდოპროთეზის წყვილისათვის [17-18]. მას ეკუთვნის აგრეთვე პირველი სტერილური საოპერაციო ენდოპროთეზირებისათვის, რამაც 10%-დან 1%-მდე შეამცირა სეპტიკური გართულებები ენდოპროთეზირებისას.

1990 წელს ჰარისმა დაადგინა, რომ ხანდაზმული პაციენტებისთვის კარგ შედეგს იძლევა ე.წ. ჰიბრიდული ენდოპროთეზები, რომელთათვისაც აცეტაბულარული კომპონენტი არის უცემენტო ფიქსაციით ხოლო ბარძაყის კი ცემენტური [23]. შემდგომში ბერგერმა ჰიბრიდულ პროთეზირებას უწოდა ე.წ. „ოქროს სტანდარტი“.

მენჯ-ბარძაყის სახსრის ენდოპროთეზების დაფარვა ფოროვანი მასალით დაიწყო წინა საუკუნის 70-იანი წლებიდან. პირველი ასეთი ენდოპროთეზები შექმნილი იყო 1969 წელს ჰერსშორნისისა და რეინოლდსის მიერ [24]. მაგრამ მათ უარყოფით თვისებას წარმოადგენდა ის, რომ დროთა განმავლობაში ადგილი ჰქონდა ძვლის რეზორბციას.

ამგვარად ენდოპროთეზების განვითარების 100 წლიანი ისტორიის განმავლობაში კაცობრიობამ გაიარა გზა ხის პროთეზებიდან თანამედროვე ორფეხიან ხელოვნურ სახსრამდე. ენდოპროთეზების განვითარების საბოლოო შედეგი არის მათი ფუნქციონირების ხანგრძლივობის,

დამზადების ხარისხის გაზრდა, სიმჭისის, სფერულობის, ხახუნის კოეფიციენტისა და ცვეთის პარამეტრების სრული კონტროლით.

დღესათვის მსოფლიოში კეთდება წელიწადში 20 მილიონამდე ენდოპროთეზირების ოპერაცია და ასევე 100 000 რევიზიული ენდოპროთეზირება. საზოგადოდ ყოველ წელს პროტეზირება სჭირდება 500-1000 ადამიანს ერთ მილიონ მოსახლეზე. აღნიშნული სტატისტიკა მიუთითებს ენდოპროთეზების კონსტრუქციის ხარისხის გაუმჯობესების და მისი თვითღირებულების შემცირების აუცილებლობაზე.

ენდოპროთეზირება გახდა სამედიცინო მოღვაწეობის ერთ-ერთი რენტაბელური სფერო, რამაც გაზარდა ენდოპროთეზების ფასი. როგორც მენჯ-ბარძაყის ასევე მუხლის სახსრის კონსტრუქციების სრულყოფამ მოახდინა საბოლოო ჯამში სამედიცინო ოპერაციების სრულყოფა. დღესათვის შემუშავებულია მენჯ-ბარძაყის სახსრის 800-ზე მეტი მოდელი, მაგრამ მათ რიცხვში მხოლოდ რამოდენიმე ათეულია ფართოდ დანერგილი სამედიცინო პრაქტიკაში.

არსებობს ენდოპროთეზების მოდელების ტიპების ძალიან ფართო დიაპაზონი სხვადასხვა დანიშნულების და ზომებისათვის. ენდოპროთეზების საჭირო ტიპის შერჩევა ხდება ფიზიოლოგიური თავისებურებების, სამედიცინო მაჩვენებლების და პაციენტის ფიზიკური აქტივობის მიხედვით. მიუღწერის ცემენტური ენდოპროთეზები არის მსოფლიოში ყველაზე უფრო გავრცელებული ტიპი. 2001 წელს. იგი მიჩნეული იქნა ყველაზე უკეთეს ცემენტურ ენდოპროთეზად, ხოლო მიუღწერი კი მსოფლიოს ორთოპედთა და სტომატოლოგთა კონგრესის მიერ აღიარებული იქნა „საუკუნის ორთოპედად“.

დღესათვის მენჯ-ბარძაყის სახსრის დასამზადებლად ძირითადად გამოიყენება ლითონური, კერამიკული და პოლიმერული მასალები. ამ მასალებისაგან იმპლანტების დამზადების ტექნოლოგიური პროცესი დღესათვის უზრუნველყოფენ ზედაპირის სიმჭისის $Ra \leq 0,05$ მკმ და სფერულობიდან გადახრას 10 მკმ-ზე ნაკლებს.

კვლევის მიზანი და ამოცანები: კვლევის მიზანს წარმოადგენს ადამიანის მენჯ-ბარძაყის სახსრის ეფექტური სფერული წყვილის დამზადების მიზნით საფირონის კრისტალის ტრიბოლოგიური თვისებების კვლევა, მისი ხეხვით დამუშავების ოპტიმალური პირობების დადგენა და ხახუნის წყვილის სფერული ზედაპირის დამუშავების პროგრესული სქემების შემუშავება.

კვლევის საგანია სამედიცინო დანიშნულების ხელოვნურად მიღებული საფირონის ხეხვით დამუშავებადობის პირობების დადგენა.

კვლევის მეთოდები ტრიბოლოგიური ექსპერიმენტები სრულდებოდა ტესტერ T-20-ზე, რომელიც არის საზომ-საკონტროლო დანადგარი. იგი საშუალებას იძლევა გაზომილი იქნას ხახუნის ძალები, მოხახუნე წყვილების ცვეთის ინტენსივობა და ხახუნის ციკლების რაოდენობა.

ჭრის რეჟიმების და ალმასური ქარგოლის მახასიათებლების გავლენის შესწავლა საფირონის ხეხვით დამუშავებადობაზე ხდებოდა დაბალტემპერატურულ პრეციზიულ სახეხ ჩარხზე საფირონის კრისტალის სხვადასხვა ორიენტაციისთვის.

დამუშავებული ზედაპირის მორფოლოგიის შესწავლა ხდებოდა „ოპტონის“ ფირმის მასკანერებელ ელექტრონულ მიკროსკოპზე „ნანოლაბ-7“.

ზედაპირის მიკროგეომეტრიის პარამეტრები იზომებოდა პროფილოგრაფ-პროფილომეტრზე მოდ. 252.

სამეცნიერო სიახლე- ადამიანის მენჯ-ბარძაყის იმპლანტებისთვის გამოყენებული მასალების ფიზიკო-მექანიკური თვისებების და საექსპლუატაციო მახასიათებლების ანალიზის საფუძველზე ჩამოყალიბებულია პაციენტის ასაკისა და სოციალური მდგომარეობის შესაბამისი ენდოპროთეზების ოპტიმალური წყვილების შერჩევის კონცეფცია და შემუშავებულია მათი ეფექტური ფუნქციონირების რესურსის გაზრდის ძირითადი მეცნიერული საფუძვლები.

ახალგაზრდა და მარეტიალურად უზრუნველყოფილი პაციენტებისთვის დასაბუთებულია საფირონის მონოკრისტალისგან დამზადებული იმპლანტების გამოყენება და დადგენილია მათი არასრული სფერული ზედაპირების ხარისხისა და გეომეტრიული პარამეტრების სიზუსტის ამადლების უზრუნველსაყოფად აუცილებელი ტექნოლოგიური პროცესების დადგენების პრინციპები.

შემოთავაზებულია იმპლანტების ყველაზე საპასუხისმგებლო სფერული ზედაპირების მიღებისთვის საჭირო პროგრესული კინემატიკური სქემები რომელთა პრაქტიკული მატერიალიზება საგრძნობლად გააუმჯობესებს ენდოპროთეზის საექსტლუატაციო მახასიათებლებს და შესაბამისად გაზრდის პაციენტის საყრდენ-მამოძრავებელი სისტემის უსაფრთხო ფუნქციონირების ხანგრძლივობას.

სამუშაოს პრაქტიკული მნიშვნელობა- შემუშავებულია საფირონის მონოკრისტალის იმპლანტების დამუშავების ოპტიმალური პირობები, რომლებიც უზრუნველყოფენ გეომეტრიული პარამეტრების დიდ სიზუსტეს და ზედაპირების დაბალ სიმქისეს, კერძოდ: შესწავლილი იქნა მისი ტრიბოლოგიური მაჩვენებლები. დადგინდა, რომ საფირონის კრისტალს აქვს დაბალი ხახუნის კოეფიციენტი და ძალზე მაღალი ცვეთამედეგობა. დადგენილი იქნა ჭრის რეჟიმებისა და აღმასური იარაღის მახასიათებლების ოპტიმალური მნიშვნელობები საფირონის კრისტალის ხეხვით დამუშავებისას.

იმპლანტების მწარმოებელი ნებისმიერი დაინტერესებული ფიზიკური თუ იურიდიული პირისთვის შემუშავებულია რეკომენდაციების სრული პაკეტი, რაც ხელს შეუწყობს ყოველ კონკრეტულ შემთხვევაში წინასწარ დასახული ტექნიკური მოთხოვნების უზრუნველყოფას.

შემუშავებული რეკომენდაციების გათვალისწინებით საფირონის მონოკრისტალისგან ადამიანის მენჯ-ბარძაყისთვის დამზადებულია იმპლანტების საცდელი პარტია, რომლებიც ხარკოვის სამედიცინო კლინიკაში გამოყენებულია პაციენტების ენდოპროთეზირებისთვის.

მიღებულია დადებითი შედეგები და პაციენტებზე მიმდინარეობს სისტემატიური დაკვირვება პროცესის მიმდინარეობის შესწავლის მიზნით.

აღნიშნული ლაბორატორიული მოწყობილობა შემდგომში შესაძლებელია გამოყენებული იქნას ბაკალავრიატის და მაგისტრატურის სასწავლო პროცესშიც, ლაბორატორიული და პრაქტიკული მეცადინეობების ჩატარების დროს.

სამუშაოს აპრობაცია – სადისერტაციო სამუშაოს შედეგები მოხსენებული და განსჯილი იქნა

1. საერთაშორისო სამეცნიერო კონფერენციაზე “MicroCAD 2008”, სექცია საწარმოო ინჟინერია და სისტემები. მიშკოლცის უნივერსიტეტი, უნგრეთი;
2. მე-5 საერთაშორისო კონფერენციაზე „მასალები და დაფარვები ექსტრემალურ პირობებში, წარმოების ეკოლოგიურად სუფთა ტექნოლოგიები“ სექცია F, დიდი იალტა, ჟუკოვკა, უკრაინა 2008;
3. საერთაშორისო სამეცნიერო-ტექნიკურ კონფერენციაზე „ტექნოლოგია და ავტომატიზაციის ტექნიკა“, ერევანი 2009;
4. აკადემიკოს თ. ლოლაძის ხსოვნისადმი მიძღვნილი სამეცნიერო კონფერენციაზე „ინოვაციური ტექნოლოგიები და მასალები“, სტუ, თბილისი, 2011;
5. 66-ე პრეციზიული დამუშავების საერთაშორისო კონფერენციაზე ICPM, ჯონ მურის სახელობის უნივერსიტეტი, ლივერპული, 2011;
6. საერთაშორისო კონფერენციაზე „ სამეცნიერო და ტექნოლოგიური ინოვაციების ნაციონალური გამოცდდილება საერთაშორისო თანამშრომლობის მიზნით“, რომი 2012.

დისერტაციის სტრუქტურა: სადისერტაციო ნაშრომი შედგება შესავლის, 2 თავისა და დასკვნებისაგან. იგი შეიცავს 141 ნაბეჭდ გვერდს, მათ შორის 34 ილუსტრაციას, 8 ცხრილს, 2 დანართს, რომელშიც შედის მიკროფოტოები და აღმასური სახეები ქარგოლის მედეგობის ცხრილები, 59 დასახელების გამოყენებული ლიტერატურის სიას და დასკვნებს.

I. თავი - ლიტერატურის მიმოხილვა

1.1 ენდოპროთეზების განვითარების ისტორია

ენდოპროთეზირება არის ეფექტური და ხშირ შემთხვევაში ერთადერთი მეთოდი ადამიანის სახსრების ფუნქციის აღდგენისა. დადგენილია, რომ მსოფლიოში ყოველწლიურად სრულდება 20 მილიონამდე მენჯბარძაყისა და ნახვერ მილიონამდე სახსრების პროთეზების ჩადგმა. სახსრების მთლიანი და ნაწილობრივი შეცვლა რუსეთში არის 300000 ცალი წელიწადში, ამერიკაში 150000 მთლიანი და 300000 ნაწილობრივი შეცვლის, შვედეთში რომლის მოსახლეობა შეადგენს სულ 9 მილიონს წელიწადში სრულდება 11000 ოპერაცია სახსრების შეცვლისა, უკრაინაში 100-ჯერ ნაკლები ოპერაცია სრულდება მოთხოვნასთან შედარებით, რაც დაკავშირებულია ხარისხიანი ენდოპროთეზების არ არსებობასთან. საქართველოში ასეთი ოპერაციების რიცხვი შეადგენს წელიწადში 2000-ს.

ძირითადი ჩივილები როლმლითაც პაციენტები მიმართავენ ექიმს არის: ტკივილები, სახსრების მოძრაობათა შეზღუდვა, სახსრების ფუნქციის მოშლა. ამ წუხილების მიზეზი არის ოსტეოართროზი, მენჯის ძვლის ასეპტიოური ნეკროზი, რევმატიული ართრიტი, დისპლაზია და ბეხტერევის დაავადება.

მენჯბარძაყის სახსრის ანატომიურ ბიომექანიკური თავისებურებანი განეკუთვნება ადამიანის განსაკუთრებით რთულ პათოლოგიებს და მათი კორექცია მოითხოვს ამ პათოლოგიის ნორმების დადგენას, ორთოპედის მაღალ ქირურგიულ ოსტატობას, ქირურგიული ოპერაციის შემდგომ რეაბილიტაციას, ავადმყოფისა და მისი სახსრის შემდგომი ბედის პროგნოზირებას და აგრეთვე განსაკუთრებული ყურადღება ექცევა ხელოვნური სახსრების კონსტრუქციის სრულყოფას [1].

ენდოპროთეზების 50 წლიანმა ისტორიამ გვაჩვენა რომ მათ განიცადეს მნიშვნელოვანი ცვლილებები. საზოგადოდ ენდოპროთეზები შედგებიან

ერთი და იგივე ნაწილებისაგან, მათ შორის პრინციპიალური განსხვავება ძირითადად არის მოხაზუნე წყვილების მასალაში. დღეისათვის ბიომექანიკისა და ცვეთის თვალსაზრისით ყველაზე ხშირად გამოიყენება ლითონი-ლითონის, კერამიკა-კერამიკის, პოლიეთილენის და მათი ერთობლიობის წყვილები.

ენდოპროთეზების ძვალში ფიქსირების 2 ტიპი არსებობს: ცემენტური და უცემენტო. პირველ შემთხვევაში სახსარი ძვალში მაგრდება მაღალი სიმტკიცის პოლიმერის საშუალებით, რომელსაც უწოდებენ ძვლის ცემენტს. მეორე შემთხვევაში ენდოპროთეზის იმ ზედაპირზე რომელიც შეხებაშია ძვალთან დაიტანება სპეციალური ნივთიერება და ის ახდენს იმპლანტის ინტეგრირებას ძვალთან.

დღეისათვის ენდოპროთეზების არსებული კონსტრუქციები ვერ უზრუნველყოფენ რიგი გართულებების თავიდან აცილებას, რომელთაგან ყველაზე ხშირია ენდოპროთეზის ძვლის ქსოვილის მიმართ არასტაბილურობა. სამედიცინო კვლევებით დადგინდა რომ ენდოპროთეზების კომპონენტების უცემენტო ფიქსაციის დროს ასეპტიური არასტაბილურობა შეინიშნება 51% ნაოპერაციებ ავადმყოფში 5 წლის შემდეგ, ხოლო 58%-ში კი 10 წლის შემდეგ. აღსანიშნავია, რომ 1% რეციდივებისა არის სახსრების ნაღრძობები, 5% დაჩირქება და 94% ასეპტიური მორყევა.

საზოგადოდ ენდოპროთეზირებული სახსარი ყველაზე უკეთეს პირობებში მუშაობს 15-20 წელი, რის შემდეგაც ხდება მისი მორყევა, ლიზისის, ძვლის კალაპოტის მიმუშავების და იმპლანტის ზედაპირების გაცვეთის მიზეზებით.

განსაკუთრებით მნიშვნელოვანია ენდოპროთეზის მასალის შერჩევა, რადგან ეს მასალები უნდა იყვნენ ბიოლოგიურად თავსებადი ადამიანის ორგანიზმთან, უნდა ჰქონდეთ შესაბამისი მექანიკური მახასიათებლები-დრეკადობა, პლასტიკურობა, სიხისტე, სისაღე და ცვეთამედეგობა, რომლებიც უზრუნველყოფენ ძვლის ქსოვილის ტოლერანრობას, ანუ არ

უნდა დამალონ იგი. მნიშვნელოვანია აგრეთვე ენდოპროთეზის კონსტრუქცია, რომელიც უნდა უზრუნველყოფდეს ძვალში, დასაშვებზე ნაკლებ დამაბულობას.

თანამედროვე უცემენტო ენდოპროთეზები შედგებიან სამი ძირითადი ელემენტისაგან: ბარძაყის, აცეტაბულატული და სფეროსებრი წყვილისაგან, რომელიც აერთებს პირველ ორ კომპონენტს. ანალიზი აჩვენებს, რომ ენდოპროთეზის არც ერთი კომპონენტი სრულად არ შეესაბამება მოთხოვნებს. ენდოპროთეზების ზედაპირების სიმქისე უნდა უზრუნველყოფდეს $R_a \leq 0.05$ მკმ და სფერულობიდან გადახრას $\Delta \leq 10$ მკმ.

აცეტაბულატული და ბარძაყის კომპონენტების ფუნქციონალური დანიშნულებაა მათი ძვალში მტკიცედ ფიქსირება და სფერულ ზედაპირზე მათი დამაგრება, რამაც საბოლოო ჯამში უნდა უზრუნველყოს მათი ფუნქციონალური მთლიანობა. სხვაგვარად ამ კომპონენტების მექანიკური თვისებები ახლოს უნდა იყვნენ მათ მიმდებარე ძვლის თვისებებთან და მეორეს მხრივ იმპლანტი ისე მჭიდროდ უდნა იყოს დაფიქსირებული ძვლის ქსოვილში რასაც მოითხოვს სტატიკური და დინამიკური დატვირთვები და ბოლოს იმპლანტის დრეკადი დეფორმაციები უნდა ახდენდნენ ძვლის ქსოვილის ოსტეოგენეზის სტიმულირებას.

დღეისათვის ამ ორი კომპონენტის მასალად ყველაზე უფრო მისაღებია ტიტანი და მისი შენადნობები, რასაც განაპირობებს ტიტანის ბიოინერტულობა და მექანიკური თვისებები, მაგრამ სუფთა ტიტანს არ გააჩნია საკმარისი სიმტკიცის მახასიათებლები და ამის გამო მენჯ-ბარძაყის იმპლანტის დასამზადებლად გამოიყენება ტიტანის შენადნობები, რომლებშიც შედის ალუმინი, ნიობიუმი და ვანადიუმი. მიუხედავად ტიტანის ბიოინერტულობისა ელექტრონულ-მიკროსკოპულმა კვლევებმა უჩვენა, რომ ტიტანის შენადნობების იმპლანტების გამოყენებისას წარმოიქმნება დაახლოებით 20 მკმ სისქის ამორფული ფენა, რაც იმაზე მეტყველებს, რომ ტიტანსა და ძვლის ქსოვილს შორის უშუალო კავშირი არ არსებობს.

ყველაზე უფრო პრობლემური სიმტკიცის თვალსაზრისით არის სფერული წყვილი, რომელიც წარმოიქმნება ბარძაყის თავის სფერულ ზედაპირსა და აცეტაბულარული თევზის სფერულ ღრმულს შორის. სახსრების ენდოპროთეზირებისას საჭიროა მთელი რიგი პრობლემების გადაჭრა. იდეალურ ენდოპროთეზს უნდა ჰქონდეს დაახლოებით ისეთივე მექანიკური მახასიათებლები, როგორც ძვალს, ისინი უნდა იყვნენ ბიოინერტულები და მათი მექანიკური მახასიათებლები უნდა უზრუნველყოფდნენ ენდოპროთეზის საიმედო მუშაობას, აგრეთვე ძალზედ მნიშვნელოვანია იმპლანტების კონსტრუქციების სრულყოფა და მათი ზედაპირების დამუშავების მაღალი ხარისხის უზრუნველყოფა.

დღეისათვის არ არსებობს მასალა, რომელიც სრულად დააკმაყოფილებს ბიომექანიკური და ბიოშეთავსების თვალსაზრისით სფერულ წყვილს. ამასთანავე მრავალმხრივი კვლევებით დადასტურებულია, რომ გრანულომატოზური ანთებების და ძვლის ქსოვილის დაშლისა ენდოპროთეზის კომპონენტების გარშემო ყველაზე მეტად გვხვდება ლითონ-პოლიმერული ენდოპროთეზების გამოყენებისას. ამ მიზნით 1980 წლიდან მეცნიერები დაუბრუნდნენ ენდოპროთეზების ლითონ-ლითონის ხახუნის წყვილის გამოყენებასა და კვლევებს, ლითონის უფრო მაღალი და ზუსტი ხარისხით დამუშავებით. ყველაზე მეტად გამოყენებული შენადნობი, ხახუნის წყვილების დასამზადებლად არის კობალტ-ქრომის შენადნობი. ამ შენადნობის უპირატესობა სხვებთან შედარებით არის მისი მდგრადობა ცვეთისადმი, რაც უზრუნველყოფს მოხახუნე ზედაპირების ხანგრძლივ ექსპლუატაციას. სხმულ შენადნობებს ამასთან ერთად აქვთ მაღალი კოროზიამდეგობა. მნიშვნელოვანია ლითონის შემდგომი ბიოლოგიური მდგომარეობა, კერძოდ ხდება მათი ჰიპერმგრძნობიარობის შემცირება რიგ ავადმყოფებში და ქრომისა და კობალტის პროცენტული რაოდენობის გაზრდა სისხლში. ამ მხრივ დიდი მნიშვნელობა აქვს დაბერებას, რომელიც ამცირებს დატვირთვებს და ამასთანავე გაცვეთილი ლითონის ნაწილაკების შემცირებას ენდოპროთე-

ზის გარშემო ქსოვილებში. ეს ნაწილაკები, კერძოდ ტიტანის შენადნობები და ქრომი სტიმულირებას უკეთებენ ვიბრობლასტების წარმოშობას.

ასეთივე გავლენას ვიბრობლასტების წარმოქმნაზე ახდენს პოლიეთილენიც, ყველაფერი ეს იწვევს ფიბროზული კაფსულის წარმოშობას და ამცირებს იმპლანტის ფიქსაციის სტაბილურობას. კერამიკა-კერამიკის წყვილის უპირატესობაა ძალზედ მაღალი ცვეთამედეგობა და ბიოინერტულობა, აგრეთვე ისინი ხასიათდებიან მაღალი სიმტკიცით და მედეგობით მექანიკური დატვირთვების მიმართ. ამ წყვილების ცვეთა ათასჯერ ნაკლებია ვიდრე წყვილისა ლითონი-პოლიეთილენის და 40-ჯერ ნაკლები წყვილზე ლითონი-ლითონი. მისი ძირითადი ნაკლია მაღალი სიმყიფე, რაც იწვევს იმპლანტის თავის და ფოსოს მოტეხვას.

უკანასკნელ პერიოდში უკრაინის ბაკულის სახელობის ზესალი მასალების ინსტიტუტში მზადდება რიგი უნიკალური თვისებების მქონე ხელოვნური მასალები, როგორცაა, ხელოვნურიო საფირონი და ხელოვნური ლალი. ხელოვნური საფირონის გამოყენება ძალზედ დამაიმედებელია ენდოპროთეზების ხახუნის წყვილის დამზადებისათვის.

1.2. ენდოპროთეზირების გამომწვევი მიზეზები

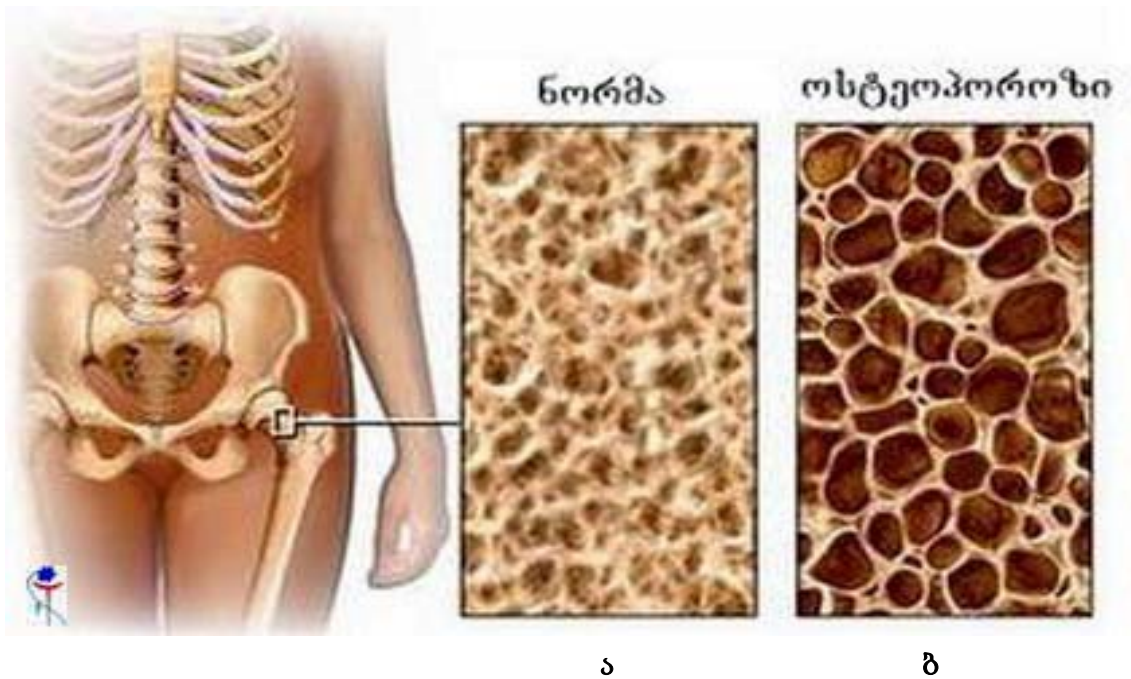
ძვლის პათოლოგიური ანატომია და ფიზიოლოგია: ძვალი (os, bone) არის საყრდენ-მამოძრავებელი აპარატის სისტემა, რომელიც აგებულია უპირატესად ძვლოვანი ქსოვილისგან. შემაერთებული ქსოვილით, ხრტილით ან ძვლოვანი ქსოვილით შეერთებული (წყვეტილად ან უწყვეტად) ძვლების ერთობლიობას ეწოდება ჩონჩხი. მოზრდილი ადამიანის ჩონჩხის ძვლების საერთო რაოდენობა 200-ზე მეტია, უმეტეს შემთხვევაში ისინი წყვილი ძვლებია. ძვლები წარმოადგენენ რბილი ქსოვილების საყრდენ და კუნთების მამოძრავებელ მექანიზმს. ისინი აგრეთვე ასრულებენ დამცველობით ფუნქციებს, რაც გამოიხატება არხების და ღრუების ჩამოყალიბებით, სადაც მოთავსებულნი არიან ორგანოები. ძვლების ბიოლოგიური ფუნქცია დაკავშირებულია ნივთიერებათა ცვლაში და სისხლის წარმოქმნის პროცესებში მათ მონაწილეობასთან.

ძვალი წარმოადგენს, მისი გარდაქმნის ხარჯზე, მულტივად განახლებად, დინამიკურ სტრუქტურას. გარდაქმნის დამუხრუჭებას ან დათრგუნვას თან სდევს ძვლის მექანიკური თვისებების გაუარესება, რაც იწვევს მიკრო და მაკრო მოტეხილობების განვითარებას, მაგ. მარმარილოს დაავადების, ჰიპოთირეოზის, ჰიპოფიზური ქონდრისკაცობის დროს. ჩვეულებრივ, ძვლის სიმტკიცის შესახებ წარმოდგენა დაკავშირებულია მის სიმკვრივესთან, რაც დამოკიდებულია მასში მინერალური მარილების შემცველობაზე.

სინამდვილეში ძვლის სიმტკიცე ასევე, განპირობებულია მისი შინაგანი არქიტექტონიკით. მაგ. მარმარილოს, პეჯეტის დაავადებების დროს, ნორმასთან შედარებით ძვლის უფრო მეტი სიმტკიცის მიუხედავად, ადგილი აქვს პათოლოგიურ მოტეხილობებს, რამეთუ ძვლოვანი მასები წარმოქმნიან უწყესრიგო გროვებს, რომლებიც არ შეესაბამებიან მათ ფუნქციურ დანიშნულებას. ძვლის ნეკროზი ვითარდება სისხლის მიმოქცევის მოშლის, მისი ან მიმდებარე ქსოვილების ანთებითი პროცესების, ძვალზე თერმული ფაქტორების (დამწვრობა, მოყინვა) მოქმედების შედეგად. ის ხასიათდება ოსტეოციტების კარიორექსისით (ბირთვების გალხობა).

ძვლის ატროფია ხასიათდება ძვლის სუბსტანციის წარმოქმნის პროცესთან შედარებით მისი დაშლის პროცესების სიჭარბის შედეგად ძვლოვანი სტრუქტურების შემცირებით. ატროფია შეიძლება გავრცელდეს მთელ ძვალზე ან ატარებდეს კეროვან ხასიათს. პირველ შემთხვევაში განასხვავებენ კონცენტრულ და ექსცენტრულ ატროფიას. კონცენტრული ატროფიის შემთხვევაში მცირდება ძვლის სისქე; ამავე დროს აღინიშნება კომპაქტური ნივთიერების და ძვლის ტვინის ღრუს შორის ნორმალური შეფარდება. ექსცენტრული ფორმის დროს ატროფიის პროცესი ძირითადად მიმდინარეობს ძვლის ტვინის ღრუდან, რაც იწვევს მის გაფართოებას და კომპაქტური ნივთიერების განლევას ძვლის ზომების და კონფიგურაციის ცვლილების გარეშე. ძვლის ატროფიას, ჩვეულებრივ, თან სდევს სისხლძარღვოვანი არხების და ძვლის ტვინის ღრუს გაფართოება მათი

კედლების და ღრუბლოვანი ნივთიერების გაწოვის ხარჯზე, რაც იწვევს ოსტეოპოროზის განვითარებას.



ნახ. 1 ძვალი-საყრდენ-მამოძრავებელი აპარატის ორგანო, ა) ნორმალური და ბ) დაავადებული ძვლის სტრუქტურული სურათები

კეროვანი ატროფია დამოკიდებულია ადგილობრივ პათოლოგიურ პროცესებზე, მაგ. შეიძლება განპირობებული იყოს სიმსივნის, სისხლძარღვის ანევრიზმის ზეწოლით. მიუხედავად ამისა, კეროვანი ატროფია არ ითვლება წმინდა ადგილობრივ პროცესად: დამაზიანებელი ფაქტორის უშუალო ზემოქმედების მიდამოში ძვლის სტრუქტურის ცვლილებას თან სდევს ძვლების სხვა ნაწილების გადაგვარებაც, ატროფიის პროცესში შეცვლილი დატვირთვის პირობების შეგუების მიხედვით.

მოხუცებულობითი ატროფია (მოხუცებულობითი ოსტეოპოროზი) მოიცავს მთლიანად ჩონჩხს, თუმცა არათანაბარია სხვადასხვა ძვლების და ერთი და იმავე ძვლის სხვადასხვა ნაწილების მიმართ. ეს, როგორც წესი, ექსცენტრული ატროფიაა; ის ყველაზე ინტენსიურად ვლინდება ღრუბლოვან ძვლებში, განსაკუთრებით ხერხემალში და ღრუბლოვანი ძვლების ღრუბლისებრ ნივთიერებაში. ძვლის ზოგადი სტრუქტურა მარტივდება. მოხუცებულობითი ოსტეოპოროზის დროს ძვლის ატროფია

ნელა მიმდინარეობს, ერთდროულად მისი ორივე კომპონენტის – ორგანულის და არაორგანულის რეზორბციის გზით. ძვლებში, მათი უმოქმედობის შედეგად (კიდურის ხანგრძლივი იმოხილიზაცია, ამპუტაციურ ტაკვში, ყბების ალვეოლურ წანაზარდებში კბილების დაცვენის შემდეგ) აგრეთვე ვლინდება ატროფიული პროცესი. პირველ შემთხვევაში ის, ჩვეულებრივ, ექსცენტრული ტიპისაა და არამკვეთრადაა გამოხატული. ამპუტირებულ ძვლებში გრძელი ტაკვის არსებობის შემთხვევაში აღინიშნება ესქცენტრული, ხოლო მოკლე ტაკვის შემთხვევაში – კონცენტრული ატროფია.

ზეწოლის შედეგად განპირობებული ატროფიის დროს აღინიშნება ძვლოვანი სტრუქტურების გაქრობა, ზოგჯერ მნიშვნელოვან მანძილზეც კი. მაგალითად აორტის ანევრიზმის დროს ხერხემლის მალეების სხეულებში, მათ მორჩებში ყალიბდება დიდი ზომის დეფექტები, ზოგჯერ ძვლის ტვინის არხის დაზიანებათაც კი. ნევროზული ატროფია აღინიშნება ცენტრალური და პერიფერიული ნერვული სისტემის დაავადებების დროს – ჰემიპლეგიები, პოლიომიელიტი, ნერვული ღეროების მთლიანობის დარღვევა. შერეული ნერვების დაზიანებას თან სდევს უფრო მეტად გამოხატული ატროფია, ვიდრე მამოძრავებელი ნერვების დაზიანებას. ძვალში მიმდინარე ჰიპერპლაზიურ პროცესებს გააჩნიათ განსხვავებული გენეზისი. მათ შესაძლებელია გააჩნდეთ შეგუებითი ხასიათი, მაგალითად ძვლის მუშაობითი ჰიპერტროფია, რაც გამოიხატება კომპაქტური ნივთიერების გასქელებით, ღრუბლისებრი ნივთიერების ძლიერი მგიდეების განვითარებით. მუშაობითი ატროფია ვითარდება პროფესიის თავისებურებებიდან გამომდინარე ან იმ შემთხვევებში, როდესაც ძვალზე ხორციელდება დიდი ძალის ზეწოლა სხვა ძვლის არარსებობის და მასში მიმდინარე პათოლოგიური პროცესის დროს. კეროვანი ჰიპერპლაზიური პროცესები შეიძლება ჩამოყალიბდნენ, მაგალითად მელოროიტოზის დროს (რეაქტიული, ანთებითი პროცესების შედეგად). ძვლის დიფუზურ

გასქელებას ეწოდება ჰიპეროსტოზი; შესქელებებს კეროვანი ძვლოვანი წანაზარდების სახით ეწოდებათ ეგზოსტოზები ანუ ოსტეოფიტები.

ძვლოვანი სტრუქტურების მასის მომატებას ეწოდება ოსტეოსკლეროზი. მისი განვითარების მიზეზი და გავრცელების ხარისხი განსხვავებულია. ვლინდება ჩონჩხის კონსტიტუციური ხასიათის ოსტეოსკლეროზის შემთხვევები (გენუინური ოსტეოსკლეროზი). ამ დროს ჩონჩხის აგებულება ნორმალურია, თუმცა მისი ძვლები გამსხვილებულნი და გამკვრივებულნი არიან. ამ უკანასკნელთა კომპაქტური ნივთიერება მნიშვნელოვნად გასქელებულია, ოსტეონების არხები მკვეთრად შევიწროებულია (მათ კედლებზე ახალი ძვლოვანი ფირფიტების წარმოქმნის – ებურნეაციის გამო). კეროვანი ოსტეოსკლეროზი შეიძლება ჩამოყალიბდეს ანთებითი პროცესების შედეგად, აგრეთვე მკვრივი ჩანართების, სიმსივნეების, პარაზიტების გარშემო.

ნორმალურად და პათოლოგიის დროს ძვლის წარმოქმნის და მათი განლევის პროცესები მიმდინარეობენ სხვადასხვა ხარისხის მომატებული სისხლმომარაგების ფონზე. ჩვეულებრივ, რთული დასადგენია ჰიპერემიის რომელი ხარისხი უწყობს ხელს ძვლის წარმოქმნას და რომელი მისი ნივთიერებების განლევას. ჰიპერემია და ანგიომატოზი განსაკუთრებით გამოხატულია თავისებური ანგიონეიროდისტროფიული პროცესის – ძვლის სპონტანური განლევის დროს. ამ დროს ხდება ერთეული ან რამდენიმე ძვლის, მათ შორის ბარძაყის, მენჯის ან მხრის სარტყლის, სახის, გულმკერდის (მალები, ნეკნები) ძვლების ნაწილობრივი ან სრული განლევა. დეკომპრესიული დაავადების დროს ძვლებში ვლინდება ე.წ. ძვლის ინფარქტის სახელწოდებით ცნობილი ცვლილებები.

ართროზი არის XXI საუკუნის სახსრების ყველაზე გავრცელებული დაავადებაა, რომელიც შრომის უნარის დაკარგვის, ცხოვრების ხარისხის გაუარესების მთავარ მიზეზს წარმოადგენს. დღეს მსოფლიოში ართროზით მილიონობით ადამიანია დაავადებული. ახალგაზრდა პაციენტებს შორის მამაკაცები ჭარბობენ, ხანში შესულებს შორის კი ქალები. 45 წლისთვის ეს

დაავადება მოსახლეობის 2%-ს აქვს, 45-დან 64 წლამდე - 30%-ს, 65 წლიდან კი 63-85%-ს. ართროზი ყველაზე ხშირად მტევნისა და ტერფის, ხერხემლის კისრისა და წელის განყოფილებათა სახსრებს (სპონდილოართროზი) აზიანებს, თუმცადა საყრდენ-მამოძრავებელი სისტემის დაზიანების სიმძიმის მიხედვით პირველ ადგილს მენჯ-ბარძაყის (კოქსართროზი), მუხლის (გონართროზი), ტერფისა და მხრის სახსრის ართროზები იკავებს.

ართროზის გამომწვევი მთავარი მიზეზია სახსრის ზედაპირის ხრტილოვანი ნაწილის დაზიანება. იგი შეიძლება განვითარდეს რამდენიმე ფაქტორის, მათ შორის, გენეტიკური, ბიოქიმიური, გარემოფაქტორების ზემოქმედების შედეგად. დაავადება ვლინდება მორფოლოგიური, ბიოქიმიური, მოლეკულური და ბიომექანიკური ცვლილებებით სახსრის ხრტილოვან უჯრედებსა და მატრიქსში, რაც იწვევს ხრტილის დაზიანებას, ოსტეოსკლეროზის განვითარებას, ოსტეოფიტების (ძვლოვანი წანაზარდების) წარმოქმნას. ჩვეულებრივ, ნორმაში ხრტილოვანი ქსოვილის სინთეზისა და დაშლის პროცესი დაბალანსირებულია. ოსტეოართრიტის დროს ეს უკანასკნელი ჭარბობს სინთეზის პროცესს, ზიანდება არა მხოლოდ ხრტილი, არამედ სახსრის შემადგენელი სხვა ნაწილები და მის ირგვლივ არსებული ქსოვილებიც. ოსტეოართრიტის განვითარების რისკი მაღალია ხანდაზმულებში, ქალებში, ჭარბი წონის მქონე პირებში, მემკვიდრული განწყობისას, ანამნეზში სახსრის სხვადასხვა პათოლოგიისა და ტრავმის მქონე პირებში. დაავადების სიხშირე მკვეთრად იზრდება ასაკთან ერთად. იგი სახსრის დაზიანების ყველაზე ხშირი მიზეზია.

ეს დაავადება მექანიკური და ბიოლოგიური ფაქტორების ერთობლივი მოქმედების შედეგია, რომლებიც არღვევენ სახსრის შემადგენელი კომპონენტების ნორმალურ შემადგენლობასა და ფუნქციებს. ართროზის დროს ზიანდება სახსრის ყველა ქსოვილი, სასახსრე ხრტილი იწყებს დარბილებას, გათხელებას, გაფაშრებას, ყალიბდება ძვლოვანი წანაზარდები- ოსტეოფიტები და სუბქონდრული კისტები. ყოველივე ვლინდება ართრალგიით - ტკივილით, მოძრაობათა შეზღუდვით,

მორეციდივე სინოვიტით, სახსარში მიმდინარე ლოკალური ანთებითი პროცესით. დაავადებას სამი ძირითადი დეგენერაციულ-დისტროფიული პროცესი იწვევს: ტრავმა, დისპლაზია და ანთება. სახსრის ტრავმა ართროზის ყველაზე ხშირი მიზეზია. მეორე ადგილზეა სახსრის დისპლაზია - თანდაყოლილი თავისებურებანი სახსრის ცუდი ბიომექანიკური თვისებების სახით. მესამე ადგილს ანთება იკავებს, რომელიც იწვევს სახსრის ქსოვილთა დაზიანებას და მეორეული ართროზის ჩამოყალიბებას. ყველაზე ხშირად ეს აუტოიმუნური დაავადებების (რევმატოიდული ართრიტი, ინფექციური პროცესით განპირობებული სახსრის ჩირქოვანი ანთება, გამოწვეული სტაფილოკოკით ან სხვა სპეციფიკური ინფექციით: გონორეით, სიფილისით, ტკიპისმიერი ენცეფალიტით და სხვა) დროს ხდება[46].



ნახ. 2 ართროზი-გამოხატული სახსრის პათოლოგია

ართროზის შედეგია სახსრის სრული რღვევა, ანკილოზი - სახსრის სრული უმოძრაობა - ან ნეოართროზი - არაბუნებრივი მოძრაობის მქონე სახსრის ფორმირება, რასაც თან სდევს კიდურთა ფუნქციების მოშლა.

სახსრების ენდოპროთეზირება ართროზის მკურნალობის ქირურგიული მეთოდია, რომელიც მაშინ ტარდება, როცა სახსრის დაზიანების ხარისხი იმდენად მძიმეა, რომ თერაპიული, კონსერვატიული მეთოდებით მდგომარეობა გამოსწორებას არ ექვემდებარება.

თანამედროვე ადამიანის არაჯანსაღი ცხოვრების წესი მოქმედებს ძვლოვან სისტემაზე, რასაც მივყავართ სავალალო შედეგებამდე და ეს ხდება ყველა ტიპის ხელოვნური ინპლანტების გამოყენების საჭიროების მიზეზი, განსაკუთრებით კი მენჯ-ბარძაყის სახსრის.

იმპლანტების თავაკები დატვირთვის სიდიდისა და ხასიათის მიხედვით ექსპლუატირდება ექსტრემალურ პირობებში. თანამედროვე ენდოპროთეზები შედგება აცეტაბულარული და მენჯის კომპონენტებისაგან და ასევე თავაკისგან. ძალიან მძაფრად დგას ასეთი ნაკეთობებისთვის ცვეთამდე და ინერტული მასალების შერჩევის პრობლემა. ეს განპირობებულია იმით, რომ თუ ადრე მსგავსი ოპერაციების აუცილებლობა ძირითადად გამოწვეული იყო ასაკობრივი ფაქტორებით და ტრავმატოლოგიური მოტეხილობებით, ბოლო ოცწლეულში მკვეთრად გაიზარდა 30-40 წლის პაციენტების რიცხვი, რომელთაც არ ჰქონიათ არანაირი ტრავმა. მედიცინის მუშაკთა აზრით ამის მიზეზია თანამედროვე ადამიანის არა აქტიური და ჯანმრთელობისთვის მავნე ცხოვრების წესი, საკვები პროდუქტების დანამატები, გენმოდირებული პროდუქტები და ე.წ. ემულგატორები და ნივთიერებათა ცვლის დარღვევა, რაც საბოლოო ჯამში იწვევს ძვლოვანი სისტემის დაზიანებას და შესაბამისად ენდოპროთეზირებაზე მოთხოვნის გაზრდას. გენური ინჟინერია გულისხმობს

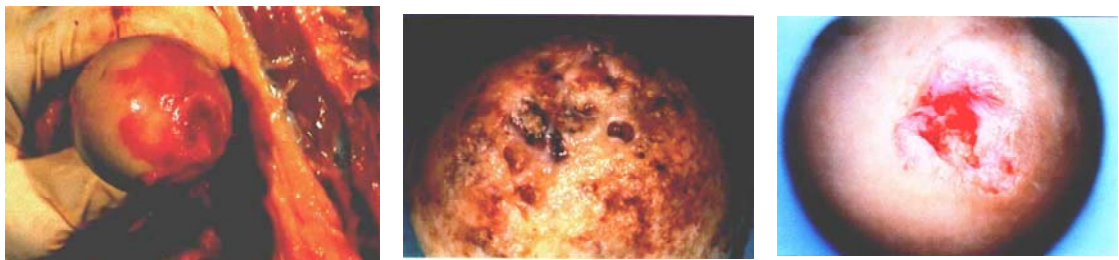


ნახ. 3 პათოლოგიების გამომწვევი მიზეზები

უჯრედულ დონეზე ხელოვნური მანიპულაციის შედეგად საჭირო გენის ერთი სახეობის ორგანიზმიდან სხვა, არამონათესავე ორგანიზმში გადატანას; შესაძლებელია ადამიანის გენის გადატანა ცხოველებში და - პირიქით. საქართველოში ასეთი პროდუქციის შემოტანა 1996 წლიდან დაიწყო. როდესაც ადამიანის ორგანიზმში ასეთი პროდუქტი ხვდება და ამას სისტემატური ხასიათი აქვს, ეს მასში მთელ რიგ გენურ ცვლილებებს, ნივთიერებათა ცვლის მოშლას, კუჭ-ნაწლავის სისტემის დაავადებებსა და სხვა პათოლოგიებს იწვევს. საერთოდ, გენმოდიფიცირებული ორგანიზმები ცოცხალი ორგანიზმებია, ამდენად, გამრავლებით, გავრცელებითა და საკუთარი გენების გადაცემის უნარით გამოირჩევა. ისინი ადამიანისთვის უცხო ხელოვნური ნივთიერებებით არიან გაჯერებული.

2004 წლიდან ევროპის ქვეყნებში მიიღეს კანონი, რომლის თანახმადაც, გენმოდიფიცირებულ პროდუქტებს სპეციალური ნიშანდება მიენიჭა.

პათოლოგიები



ნახ. 4 ადამიანის მენჯ-ბარძაყის სახსრის ენდოპროთეზირება საფირონის თავაკის გამოყენებით

ემულგატორი (ფართო მოხმარების საგნებზე აღნიშნავენ E სიმბოლო-თი) არის ნივთიერება, რომელიც ხელს უწყობს ემულსიის წარმოქმნას და აგრეთვე ადიდებს მის მდგომარეობას. ემულგატორებია: საპონი, ჟელატინი და მრავალი სხვა სინთეზური ნაერთები.

ემულგატორი არის საკვები დანამატი. მათგან შექმნილი ემულსიის საშუალებით საკვები ხდება გემრიელი, დიდხანს შენახვადი, პლასტიკური. იმ უამრავი ემულგატორიდან, რომლებიც ამ მიზნებით გამოიყენება საკვები პროდუქტების დამზადებისას, საქართველოში აკრძალულია მხოლოდ ხუთი. ეს იმას ნიშნავს, რომ საქართველოში შემოტანილ თუ ადგილზე წარმოებულ პროდუქციაში არ უნდა იყოს გამოყენებული მხოლოდ ხუთი ემულგატორი: E-121, E-123, E-240, E-924 a და b. [47].

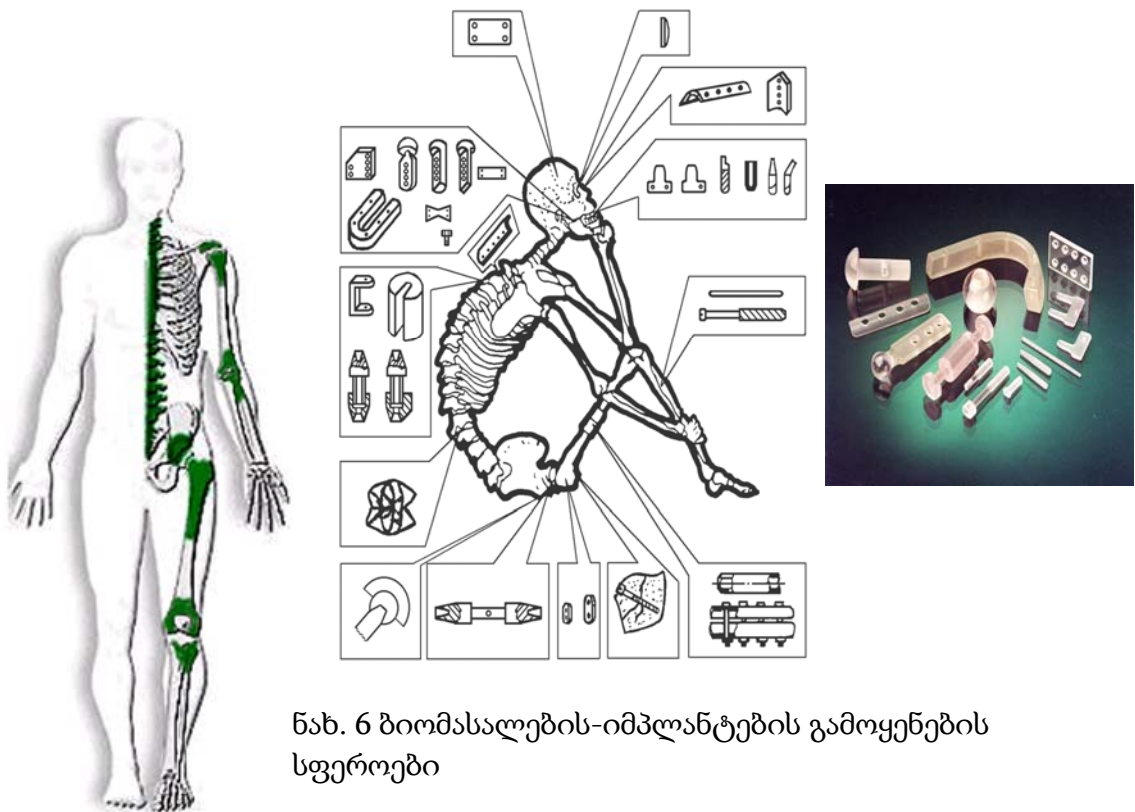
მავნე საკვები დანამატების ცხრილი	
კალიან საშიში	E123, E510, E513E, E527
საშიში	E102, E110, E120, E124, E127, E129, E155, E180, E201, E220, E222, E223, E224, E228, E233, E242, E400, E401, E402, E403, E404, E405, E501, E502, E503, E620, E636, E637
კანცეროგენული	E131, E142, E153, E210, E212, E213, E214, E215, E216, E219, E230, E240, E249, E280, E281, E282, E283, E310, E954
კუჭის ბაღიზიანება	E338, E339, E340, E341, E343, E450, E461, E462, E463, E465, E466
კანის დაავადებები	E151, E160, E231, E232, E239, E311, E312, E320, E907, E951, E1105
ნაწლავების ბაღიზიანება	E154, E626, E627, E628, E629, E630, E631, E632, E633, E634, E635
წნევა	E154, E250, E252
გაწმენისთვის მავნე	E270
აკრძალული	E103, E105, E111, E121, E123, E125, E126, E130, E152, E211, E952
საქვემო	E104, E122, E141, E171, E173, E241, E477

ნახ. 5 მავნე ემულგატორების ჩამონათვალი

1.3. სახსრების ენდოპროთეზირება

ენდოპროთეზირება არის (ბერძ. Endon შიგნით + ფრანგ. Prothese, ბერძ. – დან prosthesis დაკავშირება, შემატება) იმპლანტანტებით (ენდოპროთეზებით) საყრდენ – მამოძრავებელი აპარატის ელემენტებისა და შინაგანი ორგანოების ნაწილების შენაცვლება, რომლებმაც ტრავმის, ან რაიმე დაავადების გამო დაკარგეს ფუნქცია. ენდოპროთეზები გამოიყენება ქირურგიის პრაქტიკულად ყველა სფეროში, თუმცა ტერმინმა განსაკუთრებული გამოყენება ჰპოვა ორთოპედიასა და ტრავმატოლოგიაში.

ბიომასალების-იმპლანტების გამოყენების სფეროებია: კონტაქტური ლინზები, მასალები ლარინგოლოგიისთვის, თავის ქალის ქირურგიისთვის, იმპლანტები სტომატოლოგიისთვის ხელოვნური გული, სარქველები ხერხემლის იმპლანტები, საშარდე და სასქესო ორგანოების პროთეზები, სახსრების პროთეზები, სისხლძარღვების პროთეზები, დამტვრეული ძვლების სტაბილიზატორები, ხელოვნური მყესები.

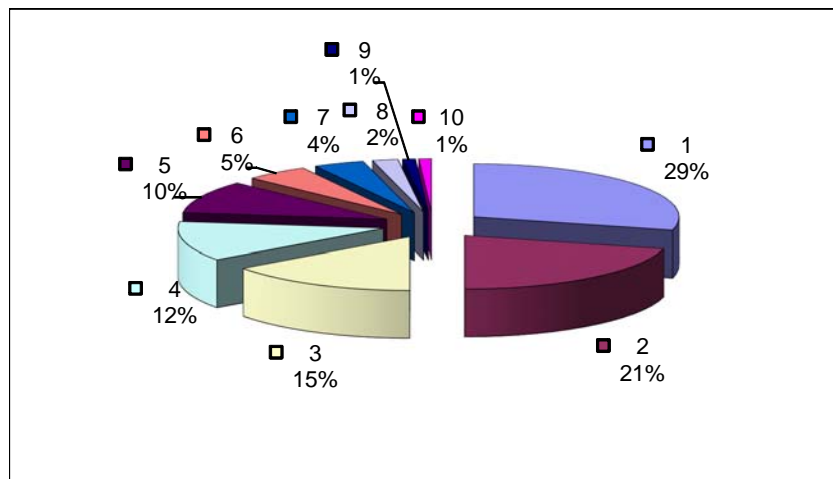


ნახ. 6 ბიომასალების-იმპლანტების გამოყენების სფეროები

ჯანმრთელობის მსოფლიო ორგანიზაციის მონაცემებით, შრომისუნარიანობის დროებითი დაქვეითების შემთხვევათა მესამედი და უნარშეზღუდულობის მეათედი სახსრების დაზიანებით არის განპირობებული. იქედან გამომდინარე, რომ სახსრებს ძალიან დიდი ჯაფა ადგათ, განსაკუთრებით – მენჯ-ბარძაყისას და მუხლისას, რომელთაც ბუნებამ მთელი სხეულის სიმძიმის ზიდვა დააკისრა.

შორს წასულ შემთხვევებში ხშირად საუკეთესო გამოსავალი ართროპლასტიკა ანუ დაზიანებული სახსრის ენდოპროთეზით შეცვლაა.

ეს სფერო საკმაოდ სარფიანია. შექმნილია მძლავრი ინდუსტრია საჭირო მასალებისა და ინსტრუმენტების დასამზადებლად. დასავლეთის ბაზარი შეფასებულია 2,5-3 მილიარდი აშშ დოლარით.



ნახ. 7 ენდოპროთეზების მსოფლიო მწარმოებლები 1.აშშ; 2. იაპონია; 3. გერმანია; 4. საფრანგეთი; 5. დიდი ბრიტანეთი; 6. რუსეთი; 7. იტალია; 8. ჩრ. კორეა; 9. აზიის ქვეყნები; 10. სხვა ქვეყნები.

მსოფლიოში არსებობს ენდოპროთეზების მწარმოებელი რამდენიმე წამყვანი ფირმა, რომლებიც აწარმოებენ მაღალხარისხოვან პროდუქციას. საქართველოშიც სწორედ მსოფლიო ლიდერების ხუთეულში შემავალი ფირმების ნაწარმი შემოდის. ოპერაცია, გამოყენებული პროთეზის ღირებულების გათვალისწინებით საშუალოდ 5500-7000 ლარი ჯდება. საზღვარგარეთ ასეთი ჩარევა გაცილებით ძვირია.

სამედიცინო პრაქტიკა გვაჩვენებს, რომ მსგავსი ოპერაციების მეორედ გაკეთება დაკავშირებულია ძალიან სერიოზულ სირთულეებთან და ხშირ შემთხვევაში წარმოუდგენელია, ამიტომ ასეთი ენდოპროთეზების მომსახურების ხანგრძლივობა ძალიან მნიშვნელოვანია, განსაკუთრებით როცა ეს ოპერაცია ტარდება ახალგაზრდა ასაკში. ამიტომ ისეთი წამყვან ქვეყნებში როგორებიცაა: აშშ, გერმანია, დიდი ბრიტანეთი, იაპონია და საფრანგეთი მიმდინარეობს აქტიური სამეცნიერო-კვლევითი სამუშაოები, რათა შეიქმნას ოპტიმალური სქემები ფორმაწარმოქმნის, აბრაზიული და საფინიშო დამუშავების, ტექნოლოგიური პროცესების სფერული ზედაპირების დამუშავებისთვის მინიმალური ცდომილების და ზედაპირის მაღალი ხარისხის მისაღებად.

ადამიანის საყრდენ-მამოძრავებელი სისტემა შედგება ძვლების, კუნთების და ძვლების შემაერთებლებისაგან, რომლებიც იმართება ნერვული სისტემის საშუალებით [1]. ძვლის სისტემის შემადგენელი ნაწილებია ბიომექანიზმები, რომლებიც შედგებიან თვით ძვლების და ძვალსახსროვანი შენაერთებისაგან [2-4]. ძვალ-სახსროვანი შენაერთები იყოფიან უძრავ და მოძრავ შენაერთებად. მნიშვნელოვან როლს ადამიანის საყრდენ-მამოძრავებელ სისტემაში თამაშობს მოძრავი შეერთებები-სახსრები, რომლებშიც ერთმანეთთან კონტაქტში მოდიან ორი ან მეტი ერთმანეთთან დაუკავშირებელი ძვლები [3]. სახსრის სახეობისაგან დამოუკიდებლად მათში აუცილებლად არის სამი კონსტრუქციული ელემენტი: სახსრების ზედაპირები, რომლებიც დაფარულია ელასტიური და ცვეთისადმი მდგრადი ხრტილისაგან, სახსრის ჩანთისაგან, სახსრის ფოსოსაგან. ხვრელისმაგვარი სივრცე რომელიც შევსებულია შემზეთი სუბსტანციით და რომელსაც ეწოდება სინოვიალური სითხე. სახსრები ორგანიზმში ასრულებენ ბუნებრივი საკისრების როლს და მათი სახსროვანი ზედაპირები ისეთნაირად არიან მოწყობილი, რომ ისინი ქმნიან სფერულ სისტემას. მათი აღწერა, შესაბამისი მექანიკური სქემები და ანატომიური მაგალითები დაწვრილებით არის აღწერილი სამუშაოში. [7,8,9,10]

მენჯ-ბარძაყის სახსრები აერთებენ ქვედა კიდურებს-ბარძაყის ძვალს ბარძაყის ფოსოსთან. ადამიანის ეს ელემენტები არიან ყველაზე უფრო ექსპლუატირებადი ელემენტები და განიცდიან დატვირთვებს და იწვევენ ადამიანის ძვლის სისტემის ელემენტების ცვლილებას.

მეცნიერებას, რომელიც მექანიკის მეთოდებითა და მოდელების გამოყენების საფუძველზე სწავლობს ბიოლოგიური ობიექტების თვისებებს ეწოდება ბიომექანიკა.

ტრიბოლოგია ეს არის მეცნიერება, რომელიც სწავლობს ურთიერთგადაადგილებადი დეფორმირებადი სხეულების კონტაქტურ მოვლენებს. ხახუნს, ცვეთას და შეხებაში მყოფი ზედაპირების შეხეთვას. მეცნიერების სფერო, რომელიც სწავლობს სახსრების ტრიბოლოგიას არის ბიოტრიბოლოგია.

ხახუნის ძალა სახსრებში განისაზღვრება, როგორც შეხებაში მყოფი ძვლების წინააღმდეგობა. კონტაქტში მყოფი ძვლის ზედაპირების მოძრაობის სახის მიხედვით ხახუნი იყოფა სრიალის ხახუნად და გორვის ხახუნად. ურთიერთშეხებაში მყოფი წყვილის ფარდობითი მდებარეობის მიხედვით ხახუნი შეიძლება დაიყოს სტატიკურ (უძრავ) და კინემატიკურ (მოძრავ) ხახუნად;

ურთიერთკავშირში მყოფი ზედაპირების შეხეთვის თვალსაზრისით სახსრებში ხახუნი შეიძლება იყოს:

ა) მშრალი ხახუნი;

ბ) თხევადი ხახუნი, როდესაც ჯანმრთელი ადამიანის ურთიერთშეხებაში მყოფი ხრტილები ერთმანეთისაგან სრულიად განცალკევებულია სახსრების საკმაო სისქის შემზეთი ნივთიერებით;

გ) საზღვრული ხახუნი, როდესაც შეხებაში მყოფი სახსრების ხრტილები ერთმანეთისაგან განცალკევებულია სახსროვანი შემზეთის თხელი ფენით;

დ) შერეული ხახუნი, რომელსაც ადგილი აქვს ავადმყოფობის გამო შეცვლილ სახსრებში, რომლებშიც კონტაქტში მყოფი ხრტილების ნაწილი

ერთმანეთისაგან განცალკევებულია სახსროვანი შემზეთებით, და ნაწილი კი ერთმანეთთან კონტაქტშია მშრალი ზედაპირებით;

ე) ბიოდრეკადი ჰიდროდინამიკური ხახუნი, რომელიც სახსრებში ვითარდება დიდი დატვირთვების შედეგად (სპორტსმენებში) და რომელშიც შემზეთი ფენის სისქე იცვლება 0,1-1 მკმ-მდე.

მიუხედავად მოძრაობის დიდი რაოდენობისა და დატვირთვების არსებობისა სახსრებში ადამიანის ორგანიზმი ვერ გრძნობს ტრიბოლოგიური პროცესების არსებობას, რადგან:

- ბარძაყის ძვალის თავი და ღრმულის ძვალი დაფარულია ელასტიური ფენით (ხრტილით), რაც საშუალებას იძლევა მათი იოლი ურთიერთქმედებისა;
- ძვლის ზედაპირი, რომელზედაც მოთავსებულია ხრტილი არის ფოროვანი და არაერთგვაროვანი, რაც ხელს უწყობს ვიბრაციების შემცირებას;
- ბიოსაკისრების მოხახუნე წყვილის ურთიერთშეხების ზედაპირები იზეთებიან სპეციალური სუბსტანციით საუკეთესო შემზეთი თვისებების სახსრული შემზეთებით;
- ელასტიური ხრტილის ფენას აქვს ისეთი აგებულება, რომ იგი არ იძლევა საშუალებას ხრტილებს შორის წერტილოვანი კონტაქტისა ძალიან დიდი დატვირთვის დროსაც კი.

მენჯ-ბარძაყის სახსარში ადგილი აქვს სრიალის ხახუნს მოხახუნე ზედაპირების შეზეთვით, ამასთან ძვლის ზედაპირების სრიალის სიჩქარე ტოლია $5 \div 10$ სმ/წმ და ხვედრითი წნევა აღწევს 7 ნ/მმ²-მდე კარგად ფუნქციონირებად ჯანსაღ სახსარში შემზეთი ფენა აცალკევებს შემხებ ზედაპირებს და ამასთან უზრუნველყოფს სველი ხახუნის კოეფიციენტის $0,001 \div 0,025$ -მდე, ხოლო დაავადებულ სახსარში ხახუნის კოეფიციენტი მნიშვნელოვნად იზრდება და აღწევს $0,015 \div 0,15$. როგორც ვხედავთ შეზეთვის მექანიზმი და მასთან ერთად შემზეთი სითხე თამაშობს გადამწყვეტ როლს სახსრის ნორმალურად ფუნქციონირებისთვის და

შეზეთვის მექანიზმი უნდა წარმოვიდგინოთ, როგორც მოვლენა, რომელიც დაფუძნებულია ხრტილიდან სინოვიალური სითხის გამოდევნაზე. ამიტომ სახსრების ერთმენეთთან შეუთვისებელი ელემენტების შემთხვევაშიც კი სახსრის ელემენტები კარგად მუშაობენ ერთმანეთთან, როდესაც სახსრების შემზეთი ნივთიერება გამოიდევენება მხოლოდ დატვირთვის ზონიდან და ამ ზონის გასწვრივ შემზეთი ნივთიერება შეიწოვება უკან ხრტილში.

არჩევნ შეზეთვის შემდეგ მექანიზმებს:

- ჰიდროდინამიკური შეზეთვა– შეზეთვის სისტემა, რომელშიც მოხახუნე ზედაპირების ფორმა და ურთუერთგადაადგილება იწვევს თხევადი ფენის წარმოქმნას, რომელიც უზრუნველყოფს მოთხოვნილი ზედაპირების განცალკევებას;
- შეზეთვა, სადაც შემზეთი ფენა დარღვეულია;
- ძლიერი შეზეთვა-შემზეთი ფენა, რომელიც წარმოიქმნება ხრტილზე სინოვიალური სითხის მიერ;

ჰიდროსტატიკური შეზეთვა ხასიათდება:

- შემზეთი ფენის სისქით, რომელიც დამოკიდებულია წნევაზე;
- ხახუნის წყვილის დატვირთვით, რომელიც ნაწილობრივ დამოკიდებულია ფარდობით სიჩქარეზე;
- ხახუნის წინააღმდეგობის ძალზე მცირე სიდიდებით, რომლებიც დამოკიდებული არიან სინოვიალური სითხის ფიზიკო-მექანიკური თვისებებზე.

ყველა სხეული და მათ რიცხვში მენჯ-ბარძაყის სახსრებიც განიცდიან ცვეთას. ჯანსაღ სახსარში გამოიყოფა შესაბამისი (საჭირო) რაოდენობა სახსრების შემზეთისა, რომელთა შეკავება სახსარში ხდება ხრტილების საშუალებით.

ადამიანის ორგანიზმი მოწყობილია ისე, რომ მას შეუძლია დამოუკიდებლად კომპენსაცია გაუწიოს სახსრის ზედა ნაწილს და ცვეთის პროდუქტები გამოიტანოს ხახუნის ზონიდან, მაგრამ ორგანიზმის

ტრიბოლოგიური თვისებების მართვა შესაძლებელია შემცირდეს გარე და შიგა ფაქტორების მოქმედების შედეგად.

სახსრების ცვეთა და დაზიანება დამოკიდებულია მრავალ ფაქტორზე:

- გეომეტრიულ ფორმაზე: სახსრის თავის დიამეტრი და მოხახუნე ზედაპირების ფორმა და მდგომარეობა;
- მატერიალურ ფაქტორებზე: სინოვიალური სითხის რაოდენობა, ხარისხი, მისი სიმქისე, სახსრის ხრტილის ბიომექანიკური და ბიოტრიბოლოგიური თვისებები, ძვლის სიმტკიცე და სხვა;
- ფიზიოლოგიურ ფაქტორებზე: ადამიანის სხეულის მასა, მოძრაობის აქტიურობის ხარისხი, მოძრაობის სახეები, წლოვანება, დაავადებები;
- წინასწარ განუსაზღვრელი მექანიკურ ფაქტორებზე: დაცემა, ავტოკატასტროფები და სხვა.

მენჯ-ბარძაყის სახსრისა და ბურთულა შეერთებების მსგავსება საშუალებას იძლევა ანალოგიურად განვსაზღვროთ ცვეთის მექანიზმები:

- ადჰეზიური ცვეთა (ხდება წყვილის შვერილების შეწებება);
- აბრაზიული ცვეთა;
- დაღლილობით ცვეთა;
- ცვეთა გამოწვეული ხრტილის ქსოვილის დაშლით, ეს მოვლება გამოწვეულია ერთდროულად ხახუნისა და სახსრის შემზეთის დაავადებით;

ადამიანის სახსრების დაზიანება არის მათი რღვევის დასაწყისი, რომელიც გამოწვეულია ცვლილებებით:

- ფიზიოლოგიური და ავადმყოფობის შემდეგი;
- სახსრის გადარტვირთვით (სახსრის ძვლის დეფორმაცია);
- მექანიკური დაზიანების შედეგად;
- შემზეთი თვისებების შეცვლა ან მისი საერთოდ არარსებობა.

სხვადასხვა ცვლილებები, რომლებიც დაკავშირებულია ავადმყოფობასთან ან სახსრის შემზეთების დარღვევა იწვევს ცვეთის ინტენსიფიკაციას.

ხრტილების დაზიანების მიზეზები სახსრის შემზეთის არსებობისას არის:

- დასაშვები დარვირთვის გაზრდა (ძვლის მართობულად არსებული საკმაო ზომის ბზარები);
- დიდი დატვირთვები და ძვლების მკვეთრი ურთიერთგადაადგილება (ხრტილის და ძვლის საზღვარზე არსებული პარალელური ან ვერტიკალური ბზარები);
- მიკრო და მაკრო დაზიანებები.

სამწუხაროდ ადამიანის სახსრებს მათი ბუნებრივი ბიოლოგიური იდენტურობის მიუხედავად აქვთ ზღვრული სიმტკიცე და მედეგობა, რომელთა გადამეტებით ისინი კარგავენ თავიანთ პირველად ფუნქციას. ამიტომ მედიცინაში ერთ–ერთი ყველაზე მნიშვნელოვანი ამოცანაა ადამიანის სახსრების ფუნქციონალური დანიშნულების აღდგენა.

სახსრების ანატომიურ–ბიოლოგიური თვისებების გათვალისწინებით მათი დაზიანება განეკუთვნება ადამიანის საყრდენ მამოძრავებელი აპარატის ყველაზე რთულ პათოლოგიას და მათი აღდგენა დამოკიდებულია სახსრების ნორმებისა და პათოლოგიის ღრმად ცოდნაზე, ქირურგ–ორთოპედის ხელოვნებაზე და ექიმის უნარზე პროგნოზირება გაუკეთოს ენდოპროთეზის მუშაობის ხანგრძლივობას.

სახსრების ენდოპროთეზირება ხშირად არის ერთადერთი მეთოდი ადამიანის სახსრების აღდგენისა. მენჯ–ბარძაყის ენდოპროთეზი-ეს არის იმპლანტი, რომელიც გამოიყენება ერთი ან ორივე სახსრის ზედაპირების შეცვლისათვის.

ენდოპროთეზების პრინციპიალური განსხვავება განპირობებულია მოხახუნე ზედაპირების სხვადასხვა ტიპის მასალების გამოყენებით: ლითონი–პოლიეთილენი, ლითონი–განმტკიცებული პოლიეთილენი, კერამიკა პოლიეთილენი, კერამიკა–განმტკიცებული პოლიეთილენი,, კერამიკა–კერამიკა, ლითონი–კერამიკა, ლითონი–ლითონი. დღეისათვის არსებული იმპლანტებიდან ცვეთის თვალსაზრისით ყველაზე უკეთეს

შედეგს იძლევა კერამიკა-კერამიკა, ლითონი-ლითონი და მათი შენადნობები.

სწორად დამზადებული ხელოვნური სახსარი უნდა იყოს ბიოლოგიურად ფუნქციონირებადი, ამიტომ ძალზე მნიშვნელოვანია, რომ იგი ზუსტად იმეორებდეს ბუნებრივი სახსრის ფორმებს და მოხდეს იმპლანტის მასალის შერჩევა და შესაბამისი მოთხოვნების უზრუნველყოფა.

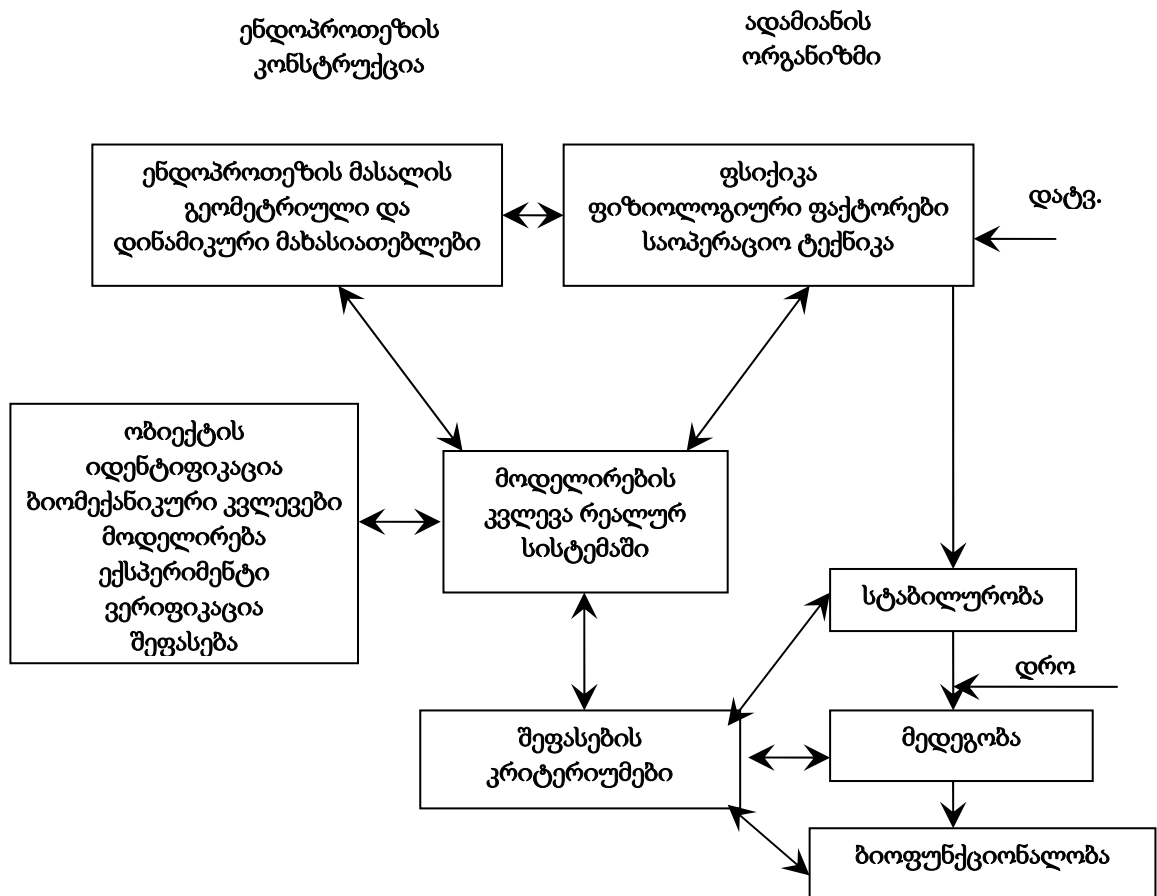
პრინციპიალურად ენდოპროთეზები ძვალთა ფიქსაციის მიხედვით იყოფა სამ დიდ კლასად:

1. ენდოპროთეზები უცმენეტო ფიქსაციით, რომლებშიც, როგორც ენდოპროთეზის ფოსო ასევე ფეხი მაგრდება ძვალში ძვლის ცემენტის გამოყენების გარეშე. ფიქსაციის ხანგრძლივობა მიიღწევა ძვლის ქსოვილის ენდოპროთეზთან შეზრდის შედეგად. ძვლის ქსოვილის საკმარისი სიმტკიცის დროს ასეთი პროთეზების გამოყენება ძალზე უპრიანია, რადგან ენდოპროთეზის შეცვლისას წარმოიქმნება შედარებით უფრო მცირე ზომის ძვლის დეფექტები, რაც საშუალებას იძლევა ნაკლებად ტრამპულად და უკეთესი ფუნქციონალური თვისებებით შესრულდეს განმეორებითი ოპერაცია;
2. ენდოპროთეზები ცემენტის ფიქსაციით, როდესაც იმპლანტის ფოსო და ფეხი ფიქსირდება სპეციალური ძვლის ცემენტის საშუალებით. ეს მეთოდი გამოიყენება ოსტეოპაროზის დროს და აგრეთვე დიდი ზომის ძვლის დეფექტების დროს.
3. ჰიბრიდული (კომბინირებული) როდესაც პროთეზის ერთი ნაწილი მაგრდება ძვლის ცემენტის გამოყენებით და მეორე არა.

ცნობილია, რომ ტოტალური ენდოპროთეზირება არის ყველაზე უფრო ეფექტური მეთოდი სახსრების ძირითადი ფუნქციის აღდგენისთვის. ამ მეთოდის გამოყენებით შესაძლებელია სახსრის საყრდენი თვისებების აღდგენა, დიდი ტკივილების მოხსნა და აგრეთვე სახსრების მოძრაობის აღდგენა.

დაზიანებული მენჯ-ბარძაყის სახსრის ეფექტური მკურნალობა აწუხებდათ ექიმებს ძალიან დიდი ხნის წინათ და საბოლოოდ ისინი მივიდნენ დასკვნამდე, რომ საჭირო იყო მათი შეცვლა ხელოვნური მასალის საშუალებით. მენჯ-ბარძაყის სახსრის შეცვლა ხელოვნური მასალით დასაბამს იღებს 1830 წლიდან როდესაც მ.ი. პიროგოვმა წამოაყენა იდეა მენჯ-ბარძაყის სახსრის შეცვლის სპილოს ძვლისგან დამზადებული ენდოპროთეზით, მაგრამ ეს ცდა დამთავრდა კრახით, რადგან სახსარი დაჩირქდა და პაციენტი გარდაიცვალა სეფსისით. 1890 წელს გერმანელმა მეცნიერმა გლუკმა სამ პაციენტს ჩაუდგა აგრეთვე სპილოს ძვლისგან დამზადებული ენდოპროთეზი, მაგრამ სამივე პროთეზი მუხლის სახსარში დაჩირქდა და საჭირო გახდა მათი ამოღება, აგრეთვე მის მიერ იქნა შექმნილი და დამზადებული მენჯ-ბარძაყის პროთეზი. ეს პროთეზი შესწავლილი იქნა ცხოველებზე, მაგრამ ადამიანებზე იგი არ იქნა გამოცდილი.

შემდეგი კვლევები, რომლებიც ეხება ბარძაყის ძვლის შეცვლას იწყება XX საუკუნის დასაწყისიდან. ი.ი. შერნერს [13] მოჰყავს სამი მნიშვნელოვანი მონაცემი, კერძოდ 1903 წელს პ. დელბეტის, 1909 წელს სუდოკის და 1913 წელს კიონიგის მიერ აგრეთვე გამოყენებული იქნა სპილოს ძვლის ენდოპროთეზები. 1919 წელს პ. დელიბეტის მიერ პირველად იქნა გამოყენებული ბარძაყის ძვლის შესაცვლელად რეზინის არმირებული პროთეზი. ამავე დროს მრავალი მეცნიერი იკვლევდა ბარძაყის ძვლისა და ფოსოს შორის მოსათავსებელ სადებ მასალას და კონსტრუქციის შემდგომ კვლევებში გამოყენებული იქნა შუმის ენდოპროთეზები, რომლებმაც აგრეთვე ვერ აჩვენეს დადებითი შედეგები. შემდგომში გამოყენებული იქნა აგრეთვე ებონიტისა და ბაკელიტის ენდოპროთეზები, რომლებიც ასევე დაჩირქდნენ და მათი დამოყენებაც შეუძლებელი გახდა.



ნახ. 8 . ადამიანის მენჯ-ბარძაყის ხელოვნური სახსრის ბიოფუნქციონალობის შეფასება

XX საუკუნის 30-იანი წლებიდან მეცნიერებმა დაიწყეს სხვადასხვა ნივთიერებების გავლენების შესწავლა ადამიანის ორგანიზმზე. 1937 წელს გ.ს. ვენაბლიმ ექსპერიმენტულად დაადგინა, რომ ადამიანის ორგანიზმისთვის ყველაზე ინერტული არის ვიტალიუმი, ქრომის, კობალტისა და მოლიბდენის ნაერთით. 1939 წელს აშშ-სკი ბოლმანის მიერ პირველად იქნა გამოცდილი ვიტალიტის პროთეზი, რომელსაც ჰქონდა სამკუთხა ლითონის ფეხი და სფერული თავი. პროთეზმა იმუშავა შვიდი თვე, რის შემდეგაც იგი მოირყა და საჭირო გახდა მისი ამოღება. 1940 წელს საბჭოთა კავშირშიც იქნა გამოცდილი მსგავსი პროთეზები. იმავე წელს ძმები ჯუდეტების [14] მიერ გამოყენებული იქნა პროთეზი აკრილისგან. 1949 წელს ვაილსმა გაოიყენა უჟანგავი ფილადისგან დამზადებული ენდოპროთეზი. 1950 წელს

გროსეტმა შექმნა აკრილის თავიანი პროთეზი, რომელშიც გამოყენებული იყო გრძელი სამკუთხა შტიფტი. ამ პროთეზს პილველს ჰქონდა მასობრივი გამოყენება. ყველა ზემოთ ჩამოთვლილი პროთეზის უარყოფითი თვისება იყო ის, რომ მათ ჰქონდათ მოკლე ფეხი, რომელიც არ იძლეოდა მათი ხანგრძლივი დროით ძვალში ჩამაგრების საშუალებას, რის შედეგადაც პროთეზი ირყეოდა. 1957 წელს ლიპმანმა შეიმუშავა გრძელფეხიანი პროთეზი, რომელშიც პროთეზი თავისუფლად ტრიალებდა ფეხზე და ჩერდებოდა შესაბამისი კუთხით ფეხის მიმართ, მაგრამ ამ პროთეზმაც ვერ ჰპოვა ფართო გამოყენება დამზადების სირთულის გამო. რამდენადმე უკეთესი იყო პროთეზები გამოწეული ფეხით. ისინი საშუალებას იძლეოდა შენარჩუნებული ყოფილიყო ბარდაყის ძვლის ნაწილი და თითქმის არ იმტვრეოდნენ. შემდეგში ფირმა Zimmer-მა [12] დაიწყო ისეთი პროთეზების სერიული გამოშვება. 50-იანი წლებიდან სახსრების ენდოპროთეზირება ხდება ძალზე პროპორციულად. ქირურგები ატარებენ სახსრების ენდოპროთეზირებას არა მარტო გატეხვისას, არამედ ძვლის კოქსარტროზის დროსაც. მაგრამ ენდოპროთეზების ექსპლუატაციის დროს ხდებოდა ცვლილებები ძვლის ხრტილში, რაც იწვევდა ტკივილებსა და შეზღუდვებს მოძრაობაში. თავისუფლად მოძრავი თავით პროთეზების შექმნამ ვერ გამოიღო შესაბამისი შედეგი და მეცნიერები დააფიქრა მენჯბარდაყის სახსრის ტოტალური ენდოპროთეზის შექმნაზე.

1951 წელს მ. ურისტმა შექმნა ენდოპროთეზები ბარდაყის ფოსოსთვის. ეს იყო ლითონისგან დამზადებული ღრმული, რომელიც ზუსტად იმეორებდა ადამიანის ბარდაყის ფოსოს ფორმას, შემდგომში მსგავსი პროთეზები იქნა შექმნილი მთელი რიგი მეცნიერების მიერ.

1956 წელს კ. სივაშის მიერ [15-16] პირველად იქნა შექმნილი და 1959 წლიდან კლინიკურად გამოცდილი პროთეზი, რომელიც შედგებოდა ფეხის, ყელის, თავისა და ფოსოსაგან. ეს პროთეზი იყო დაუშლელი, რაც ართულებდა მის რევიზიას მორყევის შემთხვევაში. პროთეზი

დამზადებული იყო კობალტ-ქრომის შენადნობისგან და იგი საბჭოთა კავშირში გამოიყენებოდა 20-25 წლის განმავლობაში.

რევოლუციური გადაწყვეტა ენდოპროთეზირებაში შეიტანა ჩარნლეიმ, [17-18] რომელმაც პირველად გამოიყენა აკრილი-ლითონის ცემენტი ენდოპროთეზის ფიქსაციისათვის და აგრეთვე მასალები დაბალი ხახუნის კოეფიციენტით ენდოპროთეზის წყვილისათვის. მას ეკუთვნის აგრეთვე პირველი სტერილური საოპერაციო ენდოპროთეზირებისათვის რამაც 10%-დან 1%-მდე შეამცირა სეპტიკური გართულებები ენდოპროთეზირებისას. ამ პერიოდს ეკუთვნის აგრეთვე მრავალი სამეცნიერო ნაშრომი ბიომექანიკასა და მასალათმცოდნეობაში, რომელთა შედეგად მუდმივად ხდებოდა პროთეზების დამზადების ტექნოლოგიის სრულყოფა. თავდაპირველად ხდებოდა დიდი 48-50 მმ დიამეტრის თავების კონსტრუირება და შემდეგ ნელ-ნელა იგი დაყვანილი იქნა დღეისათვის გამოყენებულ დიამეტრამდე 28-32 მმ. ბევრი ძალისხმევა იყო მიმართული ხელოვნური მენჯ-ბარძაყის წყვილის დამზადებაზე მაღალი სიზუსტის ხარისხისა და სიმქისის პარამეტრებით. გამოყენებული წყვილების მწყობრიდან სწრაფად გამოსვლის გათვალისწინებით 1980 წელს შვეიცარული სკოლის მიერ შემოთავაზებული იყო დაბრუნება წყვილზე ლითონი-ლითონი, რომლებიც დამზადებული იყო მაღალი ხარისხით. დღეისათვის ყველაზე გავრცელებულ წყვილად ითვლება ლითონი-ლითონი, რომელთათვისაც მაღალი სიმტკიცე შეთავსებულია მინიმალურ ცვეთასთან. ეს იძლევა ენდოპროთეზის 20-25 წელი მუშაობის გარანტიას, მაგრამ კობალტი-ქრომის შენადნობს აქვს არასაკმარისი ბიოთავსებადობა ადამიანის ორგანიზმთან. ამავე დროს კვლევები მიმდინარეობს თავად ენდოპროთეზის ელემენტების სრულყოფისათვის. 1989 წელს გამოყენებული იქნა პრეს-ფიტი ფოსო ტიტანის შენადნობისაგან, რომელიც ზემოდან დაფარული იყო სუფთა ტიტანით და ჰქონდა კერამიკული სადები, სადების ფიქსაცია ხდებოდა $5^{\circ}40'$ კონუსის მეშვეობით.

საფრანგეთში Boutin-მა პირველად შექმნა უცემენტო ბრტყელი კერამიკული ფოსო ერთი შვერილით. 1972 წლიდან იგი მზადდებოდა Ti6Al4V შენადნობებისგან. ამ პერიოდისთვის მკვლევარებისთვის ძირითადი პრობლემა იყო 32 მმ-იანი თავის ფიქსაცია, რომელიც ჯერ ხდებოდა წებოს გამოყენებით ხოლო მოგვიანებით თავის შედუღება დაიწყო. 1977 წლიდან საფრანგეთში გამოყენებული იქნა მორზეს კონუსი, რომელიც დღესაც გამოიყენება. ლიტერატურაში გვხვდება ურთიერთ-საწინააღმდეგო მონაცემები მენჯ-ბარძაყის ცემენტური და უცემენტო ტოტალური ენდოპროთეზირების შესახებ. ასე მაგალითად, შვედეთის რეესტრის 2005 წელის მონაცემების მიხედვით პრიორიტეტულ მიმართულებად ტოტალური ენდოპროთეზირებისას ითვლება ცემენტური ენდოპროთეზირება. 1997-2005 წლებში შვედეთში ჩატარებული იქნა 234584 ოპერაცია მენჯბარძაყის სახსრისა, აქედან 90% ცემენტური ფიქსაციით და 10% უცემენტო ფიქსაციით. კვლევებით დადგინდა იქნა, რომ განმეორებითი ოპერაციები ცემენტური პროთეზირებისას საჭირო იყო მხოლოდ 8% ავადმყოფებზე, მაშინ როდესაც უცემენტო ფიქსაციისას ეს მაჩვენებელი იზრდება 19%-მდე. ნორვეგიელი მეცნიერების კვლევებით კი დასტურდება რომ განმეორებითი ოპერაციები ცემენტური და უცემენტო ფიქსაციისას არის პროცენტულად ერთმანეთის ტოლი. [19].

ამერიკელი მეცნიერების კვლევებით დადაგინა, რომ მენჯბარძაყის სახსრის უცემენტო ტოტალური ენდოპროთეზირებისას ასეპტიური არასტაბილურობა ორივე კომპონენტისა იმპლანტირებიდან 5 წლის გავლის შემდეგ აქვს პაციენტების 51% , ხოლო 10 წლის შემდეგ კი 58-65%-ს [20-21].

1990 წელს მულროიმ და ჰარისმა [22] დაადგინეს, რომ ასეპტიური არასტაბილურობა სახსრის ელემენტებისა 10 წლის შემდეგ არის 46%, ხოლო 5%-ს კი საუკეთესო შედეგი აქვს 15 წლის განმავლობაში, მაგრამ რენდგენის სურათებზე აღმოაჩინეს, რომ ზოგიერთ ზონაში ადგილი ჰქონდა ძვლის რეზორბციას.

1990 წელს ჰარისმა [23] დაადგინა, რომ ხანდაზმული პაციენტებისთვის კარგ შედეგს იძლევა ე.წ. ჰიბრიდული ენდოპროთეზები, რომელთათვისაც აცეტაბულარული კომპონენტი არის უცემენტო ფიქსაციით ხოლო ბარძაყის კი ცემენტური. შემდგომში ბერგერმა ჰიბრიდულ პროთეზირებას უწოდა ე.წ. „ოქროს სტანდარტი“.

საზოგადოებრივ ენდოპროთეზების ცემენტური ფიქსაციის სიმტკიცე 4-ჯერ აღემატება უცემენტო ფიქსაციის ენდოპროთეზების სიმტკიცეს. უცემენტო ფიქსაციისას საჭირო ხდება განმეორებითი ფიქსაცია, მაგრამ პოლიმეტაკრილატი, რომელიც გამოიყენება ენდოპროთეზების კომპონენტების ფიქსაციისთვის 10 წლის შემდეგ ადამიანის ორგანიზმში ყოფნისას კარგავს თავის სიმტკიცეს და იშლება, რაც იწვევს ენდოპროთეზების არასტაბილურობას.

უცემენტო ფიქსაციისას ადგილი აქვს გაცილებით ნაკლებ ძვლის ქსოვილის დაშლას, ამიტომ ბოლო წლებში რეკომენდაციას უწევენ უცემენტო ენდოპროთეზირებას. უცემენტო ენდოპროთეზირების ფიქსაციის გაზრდის მიზნით ხდება ენდოპროთეზების იმ ნაწილის დაფარვა გარკვეული ნივთიერებით, რომელიც უშუალოდ კავშირშია ძვლის ქსოვილთან.

მენჯ-ბარძაყის სახსრის ენდოპროთეზების დაფარვა ფოროვანი მასალით დაიწყო წინა საუკუნის 70-იანი წლებიდან. პირველი ასეთი ენდოპროთეზები შექმნილი იყო 1969 წელს ჰერსშორნისა და რეინოლდსის მიერ. მაგრამ მათ უარყოფით მხარეს წარმოადგენდა ის, რომ დროთა განმავლობაში ადგილი ჰქონდა ძვლის რეზორბციას.

ამგვარად ენდოპროთეზების განვითარების 100 წლიანი ისტორიის განმავლობაში კაცობრიობამ გაიარა გზა ხის პროთეზებიდან თანამედროვე ორფეხიანი ხელოვნურ სახსრამდე. საბოლოო შედეგი ენდოპროთეზების განვითარებისა არის მათი ფუნქციონირების ხანგრძლივობის და დამზადების ხარისხის გაზრდა, სიმქისის, სფერულობის, ხახუნის კოეფიციენტისა და ცვეთის პარამეტრების სრული კონტროლით.

დღესათვის მსოფლიოში კეთდება წელიწადში 20 მილიონი ენდოპროთეზირების ოპერაცია და ასევე 100 000 რევიზიული ენდოპროთეზირება. საზოგადოდ ყოველ წელს პროთეზირება სჭირდება 500-1000 ადამიანს ერთ მილიონ მოსახლეზე. აღნიშნული სტატისტიკა მიუთითებს ენდორპოთეზების კონსტრუქციის ხარისხის გაუმჯობესების აუცილებლობაზე.

ენდოპროთეზირება გახდა სამედიცინო მოღვაწეობის ერთ-ერთი რენტაბელური სფერო, რამაც გაზარდა ენდოპროთეზების ფასი. როგორც მენჯ-ბარძაყის ასევე მუხლის სახსრის კონსტრუქციების სრულყოფამ მოახდინა საბოლოო ჯამში სამედიცინო ოპერაციების სრულყოფა. დღესათვის შემუშავებულია მენჯ-ბარძაყის სახსრის 800-ზე მეტი მოდელი, მაგრამ მათ რიცხვში მხოლოდ რამოდენიმე ათეულია ფართოდ დანერგილი სამედიცინო პრაქტიკაში. თანამედროვე ენდოპროთეზები ეს არის მაღალტექნოლოგიური პროდუქტი, რომელიც შექმნილია მტკიცე და და ბიოლოგიურად ადამიანის ორგანიზმის მიმართ ინერტული მასალისგან. მაგრამ ინერტულობა ეს არის ფარდობითი ცნება და იმ მასალის ნაწილაკები, რომლისგანაც დამზადებულია ენდოპროთეზები მაინც ხვდებიან ადამიანის ორგანიზმში და იწვევენ ფრიად არასასურველ გართულებებს.

დღესათვის მსოფლიო ბაზარზე ენდოპროთეზების დამზადებაში ერთმანეთა კონკურენციას უწევს რამოდენიმე საზღვარგარეთული ფირმა აშშ-დან, შვეიცარიიდან, გერმანიიდან და დიდი ბრიტანეთიდან, რომლებიც გვთავაზობენ ძალიან ფართო ასორტიმენტს ენდოპროთეზების მოდელებისა და სისტემებისა. ენდოპროთეზების ტიპური სისტემა, რომელსაც გვთავაზობს შვეიცარიის (Sulzer) და გერანიის (Zimmer GmbH) კორპორაციები იდეალურად იმეორებენ ადამიანის სახსრის ანატომიას.

არსებობს ენდოპროთეზების მოდელების ტიპების ძალიან ფართო დიაპაზონი სხვადასხვა დანიშნულების და ზომებისათვის. ენდოპროთეზების საჭირო ტიპის შერჩევა ხდება ფიზიოლოგიური

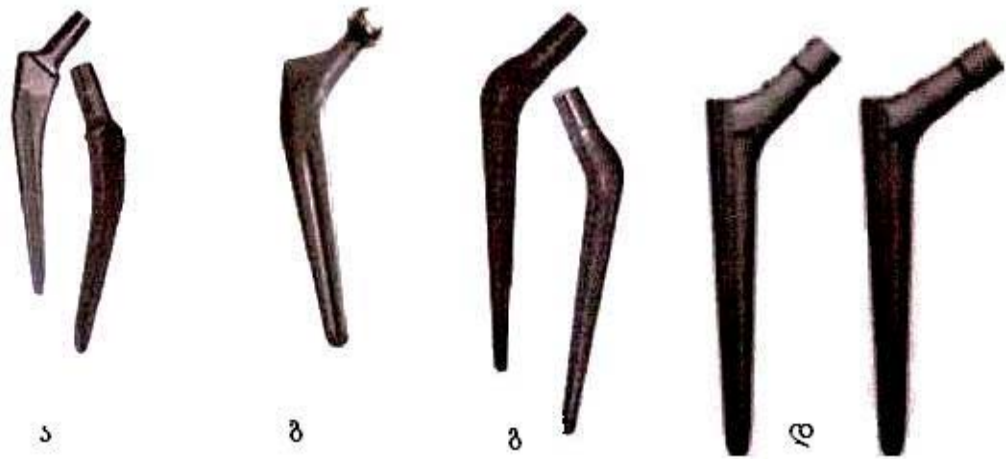
თავისებურებების, სამედიცინო მაჩვენებლების, და პაციენტის ფიზიკური აქტივობის მიხედვით. მიუღერის ცემენტური ენდოპროთეზები არის მსოფლიოში ყველაზე უფრო გავრცელებული ტიპი, 2001 წელს. იგი მიჩნეული იქნა ყველაზე უკეთეს ცემენტურ ენდოპროთეზად. მსოფლიოში გამოყენებულია მიუღერის კონსტრუქციის 1 მილიონზე მეტი ენდოპროთეზი. მათი სიცოცხლის უნარიანობა 15 წლის განმავლობაში არის 98%. ამ ენდოპროთეზმა მსოფლიო აღიარება მოიპოვა და იგი მიჩნეულია ენდოპროთეზების „ოქროს სტანდარტად“ ხოლო მიუღერი კი მსოფლიოს ორთოპედთა და სტომატოლოგთა კონგრესის მიერ აღიარებული იქნა „საუკუნის ორთოპედად“.

ძალიან მნიშვნელოვანია მუხლის სახსრის ენდოპროთეზირება, რომელიც უბრუნებს ადამიანს მოძრაობის უნარს და ეს ოპერაციები ტექნიკური და სამედიცინო თვალსაზრისით უფრო რთულია ვიდრე მენჯ-ბარძაყის ოპერაციები.

ტექნიკური პროგრესის განვითარებამ შექმნა მასალები, რომლებსაც წარმატებით შეუძლიათ შეცვალონ ბუნებრივი მუხლის სახსრები. უკანასკნელ პერიოდში აშშ-ში სრულდება წელიწადში 200 000, გერმანიაში 40 000, რუსეთში 15 000 მუხლის სახსრის ენდოპროთეზირების ოპერაცია. დასავლეთის ბაზარი ამ პროდუქციისა ფასდება 4,5-6 მილიარდი აშშ დოლარით წელიწადში.

მიუხედავად მენჯ-ბარძაყის სახსრების პროთეზების სიმრავლისა მათი იდეალური მოდელი ჯერ კიდევ არ არის შექმნილი, ამიტომ ამ მიმართულების კვლევების გაგრძელება ძალიან მნიშვნელოვანია.

მენჯ-ბარძაყის სახსრების პროთეზების მრავალრიცხოვანი მოდელების ფიქსაციის თავისებურებების გათვალისწინებით ბრისტოლის უნივერსიტეტის სოციალური მედიცინის კათედრის მკვლევარების მიერ შემუშავებული იქნა პროთეზების პირობითი ტიპიზაცია:



ნახ. 9 მენჯ–ბარძაყის სახსრის ენდოპროთეზების თანამედროვე კონსტრუქციები: ა) მიულერის სწროვი ცემენტური ფეხი, ბ) მიულერის ენდოპროთეზი CDH; გ) ვაგნერის უცემენტო კონუსური ენდოპროთეზი; დ) ვაგნერის კონუსური ენდოპროთეზი;

1. ცემენტური პროთეზები–რომელთაც აქვთ კარგად გამოკვლეული და გამოქვეყნებული შედეგები (Stonmor, House, Labinus და Charlnes), მაგრამ პრობლემად რჩება მათი მორყევა და არასტაბილურობა. ძვალი აღიქვამს ცემენტს როგორც უცხო სხეულს, რის შედეგადაც ძვალსა და ცემენტს შორის წარმოიქმნება შემაერთებელი ქსოვილური მემბრანა, რაც საბოლოოდ იწვევს იმპლანტის მორყევას. მეორეს მხრივ კი პოლიეთილენის გამომუშავება იწვევს ძვლის ქსოვილის შეწოვას. ამ მიზეზების გამო შექმნილი იქნა ენდოპროთეზების მეორე ჯგუფი ე.წ. უცემენტო ფიქსაციით, რომლებიც გათვლილი არიან მათ ბიოლოგიურ ფიქსაციაზე მათში ძვლის ქსოვილის შეზრდის მიზნით.
2. პროთეზები, რომლებიც კონსტრუირებული არიან მჭიდრო ჩასმით (პრეს–ფიტი). ასეთი პროთეზების ფუნქციონირებისას არ წარმოიქმნება ძვლის ქსოვილის ისეთი მასიური დეფექტები, როგორც ცემენტური ფიქსაციისას და მათი მუშაობის ხანგრძლივობა ნაკლებია და შეადგენს 5-7 წელს. ასეთი პროთეზების ფუნქციონირებისას პირველად იქნა გამოვლენილი ბარძაყის ძვლის ქსოვილის თავისებურება დატვირთვის

გადაცემისა ენდოპროთეზის ფეხიდან, რომელმაც მიიღო სახელწოდება „პრეს-დაცვა“.

3. ენდოპროთეზები სტრუქტურული ზედაპირული ფენით, მათში ძვლის ქსოვილის შეზრდისთვის. ამგვარად ხდება აღმოფხვრა ან მნიშვნელოვნად შემცირება „პრეს-დაცვის“, მაგრამ ასეთი ენდოპროთეზების მორყევა მაინც ხდება, რაც დაკავშირებულია ენდოპროთეზების ზედაპირის დასაფარი მასალის დაბალი ხარისხთან და აგრეთვე ტექნოლოგიის არასრულყოფილებასთან.
4. ცალკე ჯგუფად არის გამოყოფილი ენდოპროთეზები ჰიდროქსილაპატიტის დაფარვით, მაგრამ აქაც არის პრობლემები, რომლებიც დაკავშირებულია ჰიდროქსილაპატიტის მოცლასთან ენდოპროთეზიდან, ეს მიმართულება არის პერსპექტიული, მაგრამ დაკავშირებულია ჰიდროქსილაპატიტის დაფარვის ტექნოლოგიის სრულყოფასთან.
5. ენდოპროთეზები, რომლებშიც ძვალზე პოლიეთილენის ცვეთის პროდუქტების გავლენის შესამცირებლად გამოიყენება კერამიკული თავები კერამიკა-პოლიეთილენის ან კერამიკა-კერამიკის წყვილები, კერამიკული ჩანართები ენდოპროთეზის ფოსოსათვის, რადგან კერამიკას აქვს დაბალი ხახუნის კოეფიციენტი და მისი გამოყენება სასურველია აქტიური პაციენტებისათვის, ძირითადად ახალგაზრდებისათვის. ასეთი ენდოპროთეზების პრობლემა არის მათი თავის გადატეხვაში და დიდი რაოდენობით ნამსხვრევების არსებობაში. ასეთი პროთეზების რევიზიისას შეუძლებელია ყველა ნამსხვრევის ამოღება, რაც შემდეგ ხდება მოხახუნე წყვილებს შორის და ეს კი ამცირებს ენდოპროთეზის მუშაობის ხანგრძლივობას.
6. ჰიბრიდული პროთეზები, რომელთა ერთი კომპონენტი დამაგრებულია ძვლის სეგმენტზე. მათი ფუნქციონირების ვადა არის 7-10 წელი. ასეთი პროთეზების ასეპტიური არასტაბილურობა დაკავშირებულია იმპლანტის და ცემენტაციის ტექნიკის დაცულობასთან.

ენდოპროთეზირებისას არჩევენ ორ ზონას: ფიქსაციის და ფრიქციულ ზონას. ენდოპროთეზების მუშაობის ხანგრძლივობა დამოკიდებულია ენდოპროთეზების კონსტრუქციის მასალის ორგანიზმთან ურთიერთქმედებაზე თითოეულ ზონაში. ასე მაგალითად ფიქსაციის ზონაში იმპლანტის ზედაპირს უნდა ახასიათებდეს მაღალი ადჰეზიის უნარი ძვლის ქსოვილთან, რათა მან უზრუნველყოს საიმედო ბიოლოგიური ფიქსაცია და ხანგრძლივი მუშაობა. ენდოპროთეზის ძვალში ოსტეოინტეგრაციის უზრუნველსაყოფად გამოიყენება მთელი რიგი ფრიქციული დაფარვები, როგორცაა: მიკრო და მაკროფოროვანი, ფოროვანი, პლაზმოფოროვანი და ჰიდროქსილაპატიტით. ეს ფენები განსხვავდებიან ერთმანეთისგან ენდოპროთეზებზე დატანის მეთოდებით, ფორების ზომებით, განთავსებით, ორიენტაციით და მასალებით.

1.4. სახსრების ენდოპროთეზების დამზადებისათვის გამოყენებული თანამედროვე მასალები

ნებისმიერი იმპლანტის ფუნქციონირების ეფექტურობა დამოკიდებულია მასალისაგან რომლისაგანაც იგი დამზადებულია.

ბიომასალები ეს არის მასალები, რომლისაგანაც მზადდება იმპლანტები, სამარჯვები, მოწყობილობები, ნაკეთობები, რომლებიც თავსდება ადამიანის სხეულში სამკურნალო მიზნით, მაგალითად მისი სახსრების ფუნქციის აღდგენის მიზნით, მთლიანად ან ნაწილობრივ.

მასალას რომლისაგანაც მზადდება იმპლანტი მოეთხოვება ბიოშეთავსებულობა ადამიანის ორგანიზმთან, ბიოთავსებადი მასალები არის ისეთი მასალები, რომლებიც თავსებადი არიან მთლიანად ორგანიზმთან ან მის საციცოლხო ფუნქციებთან და არ ქმნიან პრობლემებს და არ აღრმავებენ იმ პათოლოგიას რომლის სამკურნალოდაც ისინი გამოიყენებიან. თანამედროვე ბიომასალების შექმნა ემყარება ექსპერიმენტალურ კვლევებს და განისაზღვრება 2 კრიტერიუმით, ეს არის მასალის ბიოთავსებადობა და მექანიკური თვისებების ტოლერანტობა.

ბიომასალების მოცულობა რომლებიც გამოიყენება იმპლანტების დასამზადებლად განისაზღვრება ათეულობით ტონობით, ამასთან მათი ყველაზე მეტი რაოდენობა გამოიყენება ძვლის ქსოვილის დეფექტების მკურნალობისათვის. უკანასკნელი 30 წლის განმავლობაში გამოყენებულია 40-მდე სხვადასხვა მასალა ადამიანის სხეულის 40-მდე სხვადასხვა ორგანოს მკურნალობისა და შეცვლისათვის.

ზოგიერთი ავტორის აზრით [28-30] ადამიანის ორგანიზმში უცხო არატოლერანტული სხეულის მოხვედრისას ძირითად როლს მათი შეთვისებისას თამაშობს მარტო ცოცხალი ორგანიზმის ტოლერანტობა ცოცხლისა არაცოცხალთან. შეთვისების მედეგობა მიიღწევა ფიზიკო-მექანიკური მოვლენების წინააღმდეგობით, მაგალითად როგორც არის მეტალოზი, გალვანოზი, ცილების დენატურაცია და ა.შ., რომლებიც დამოკიდებულია ცოცხალი ქსოვილების არაორგანულ ნივთიერებებთან ურთიერთქმედებაზე. ამიტომ ბიოშეთავსებულების ცნება ან მისი წარმოებულები როგორცაა ბიოაქტიურობა ან ბიონეიტრალურობა შეცვლილი უნდა იქნას მარტივი ხარისხის ტოლერანტობით.

როგორც წესი ცოცხალი ორგანიზმი უარყოფითად პასუხობს მასში უცხო სხეულის მოხვედრას, მაგრამ მისი რეაქცია იცვლება ფართო ზღვრებში. კერძოდ ორგანიზმის უცხო სხეულის მიმართ ფიბრინის ფენის შექმნით. ფიბროზული კაფსულის ასრებობა რომელსაც მასალა გაყოფს ორგანიზმის დანარჩენი ნაწილისგან და მისი სისქე შეიძლება გამოდგეს ბიოშეთავსებულობის საზომად. მაქსიმალური ბიონერტულობა ახასიათებს ალუმინისა და ცირკონიუმის მნელადდნობად შენადნობებს. ისინი რჩებიან ინერტულები ორგანიზმის სხვადასხვა ფერმენტული სისტემების ზემოქმედებისას, ფიბროზული ქსოვილის სისქე ალუმინის, ცირკონიუმის ბაზაზე დამზადებული კერამიკის და საფრონისათვის არის მინიმალური და შეადგენს ფიბროზული ქსოვილის რამოდენიმე მოლეკულურ ფენას. [7-42]

კერამიკული მასალების და საფირონის მაღალი ბიოთავსებადობის მიუხედავად მათ აქვთ შედარებით დაბალი სიმტკიცე, მაღალი სისალე, სიმკვრივე და სიმყიფე.

მასალებს, რომლებიც ხასიათდებიან ცუდი შეთავსებულობით, მაგალითად როგორცაა უჟანგავი ფოლადი, რომლის მექანიკური თვისებები ყველაზე მეტად მისაღებია ძვლის იმპლანტების დასამზადებლად ფიბროზული ქსოვილის სისქე შეადგენს მილიმეტრის მეათედს და მეტს, შედარებით ბიოინერტულია ტიტანი მედიცინაში გამოყენებულ სხვა ლითონებთან შედარებით. [5]

ბიომასალების კლასიფიკაცია მიღებულია:

1. წარმოშობის მიხედვით:

- ბიოგენური-ბიოლოგიური წარმოშობის (ამ კატეგორიას ეკუთვნის ყველა ტრანსპლანტატნტი);
- სინთეზური, ხელოვნური წარმოშობის.

2. ოსტეოგენეტიკურ პროცესებზე ზემოქმედების მიხედვით:

- ოსტეონდუქციური მასალები: მასალები რომელთაც უნარი აქვთ ქსოვილების დიფერენცირების, ინდუქციებისა ოსტეო წარმოქმნელ ქსოვილებად გარდაქმნის (ხონდროციტები და ოსტეობლასტები) ეს არის მასალები, რომლებიც სტიმულირებას უწევენ ძვლის ბუნებრივ წარმოქმნას;
- ოსტეოკონდუქციური მასალები: რომლებიც ხელს უწყობენ ადგეზიას და ოსტეოგენური ქსოვილების შეერთებას; ეს მასალები თამაშობენ მატრიცის როლს, რომლის გასწვრივ ხდება ძვლის სტრუქტურის წარმოქმნა, რაც საბოლოოდ იწვევს ძვლის ქსოვილის ერთიანობის აღდგენას. ოსტეოკონდუქტიურობა ახასითებს ფოროვან მასალებს, რომლებიც ბუნებრივი ძვლის ქსოვილთან კონტაქტისას ხელს უწყობენ ძვლის ქსოვილის განვითარებას.

- ოსტეონეიტრალური მასალები: რომლებიც არ მოქმედებენ ორგანიზმის ოსტეოგენეზზე, ინერტული მასალები, რომლებიც გამოიყენებიან აფუნქციონალური სივრცის შესავსებად;
- ბიოინჟინრული კონსტრუქციები, ცოცხალი და არაცოცხალი მასალების კომპლექტები, რომლებიც გამოიყენებიან ორგანიზმის ორგანულ ქსოვილური სტრუქტურის შესაცვლელად;

3. გარემოს რეაქციის ან ბიოლოგიური ამტანობის მიხედვით:

- ტოქსიკური, რომლებიც იწვევენ ორგანიზმში მრავალ უარყოფით იმუნურ რეაქციებს-ქსოვილების კვდომა, პათოლოგიური ცვლილებები, ცოცხალი ქსოვილებსი დაჩირქება, ქიმიური, გალვანური და სხვა პროცესები. ასეთი მასალებია: ლითონები, პოლიმერები და შენადნობები, რომლებიც შეიცავენ კადმიუმს, ვანადიუმს და სხვა ტოქსიკურ ელემენტებს, ნახშირბადიანი ფოლადები, კარბიდები, მეთილმეტაკრილატი;
- ბიოინერტულები- მასალები რომლებიც ინერტულები არიან ორგანიზმის ბიოქიმიური ზემოქმედებისადმი და არსებობენ ორგანიზმში მნიშვნელოვანი ცვლილებების გარეშე, ასეთ მასალებს მიეკუთვნება ალუმინისა და ცირკონიუმის ბაზაზე დამზადებული კერამიკა, ტანტალი და ტიტანი;
- ბიორეაქტიული- არატოქსიკური, ბიოლოგიურად აქტიური ძვლის ქსოვილში ინტეგრირებადი მასალები რომლებიც ბიოლოგიურ კავშირში შედიან ადამიანის ორგანიზმთან, ასეთებია: კალციუმის ფოსფატის ბაზაზე შექმნილი კერამიკა, ბიომინა, ტრანსპლანტანტები და ზოგიერთი ბიოსილატები;

4. მიღების წყაროს მიხედვით:

- აუტოგენური-მასალის წყარო არის თვით პაციენტი;
- ალოგენური- დონორი სხვა ადამიანი;
- ქსენოგენური- დონორი არის ცხოველი;
- ალოპლასტიკური- სინთეზური მასალები;

ენდოპროთეზირებისთვის გამოყენებულ მასალებს წაეყენებათ განსაკუთრებული მოთხოვნები. აქ საჭიროა მასალათმცოდნეთა, ექიმთა და ბიოლოგთა თანამშრომლობა, რათა შეიქმნას ბიომედიცინისთვის გამოსადეგი მასალები. თანამედროვე მიღწევები იძლევა იმის საშუალებას, რომ შეიქმნას მასალების ფართო არჩევანი რომელთა კომბინაციის საშუალებით შემუშავდება კომპოზიციური მასალები. მენჯ-ბარძაყის სახსრის მთლიანი ცვლილება ამცირებს ტკივილს ისეთი დაავადებების დროს, როგორცაა ოსტეო და რევმო ართრიტი, ასეპრიური ნეკროზი, ძვლის სიმსივნეები და ტრამეები და უბრუნებენ სახსარს ფუნქციონალურ შესაძლებლობებს და მოძრაობის უნარს. თუ მივიღებთ მხედველობაში, რომ სახსრების ენდოპროთეზირება უტარდებათ სულ უფრო ახალგაზრდა პაციენტებს, მასალის შერჩევა რომლისგანაც მზადდება ენდოპროთეზი და მათი ტრიბოლოგიური და ბიოლოგიური თვისებების შესწავლა წარმოადგენს სულ უფრო აქტუალურ პრობლემას. [44]

1 ცხრილში მოცემულია ბიომასალების კლასიფიკაცია მათი წარმოშობისა და ფუნქციონალური დანიშნულების მიხედვით.

სახსრების ენდოპროთეზების დასამზადებლად უფრო ხშირად გამოიყენება პოლიმერული მასალები, კერამიკა და ლითონები. დღეისათვის ყველაზე გავრცელებული მოდელი არის ხახუნის წყვილი ლითონი-პოლიმერი. ეს მოდელები საკმაოდ დიდხანს მუშაობენ, მაგრამ ისინი მაინც იშლებიან და მათი მიკრონაწილაკები ხვდებიან სახსრის ახლომდებარე ქსოვილებში. შემგევი გავრცელების თვალსაზრისით არის წყვილი ლითონი-ლითონი, მათ ახასიათებთ გაცილებით დიდი ხამგამძლეობა, მაგრამ ლითონებს რომლებიც გამოიყენება ენდოპროთეზებისთვის აქვთ ცუდი ბიოთავსებადობა. კერამიკა-კერამიკის წყვილი გაცილებით ნაკლებად იშლება, მაგრამ კერამიკას ნაკლები სიმტკიცე აქვს ვიდრე ლითონსა და პოლიმერს და მათი დამზადებაც საკმაოდ რთულია.

უკანასკნელი ათწლეულის განმავლობაში მიღწევები, რომლებიც არსებობს მენჯ-ბარძაყის სახსრის ტოტალური არტოპლასტიკისათვის

გამოყენებული კონსტრუქციების კომპონენტების სრულყოფაში საშუალებას იძლევა დამზადდეს ისეთი იმპლანტები, რომლებიც უზრუნველყოფენ მათი ფიქსაციის საიმედოობას და კლინიკურ რეზულტატს. ძირითადი გადაუჭრელი პრობლემა არის ისეთი ზედაპირის შემუშავება, რომელიც გაუძლებს დიდ დატვირთვას ახალგაზრდა და აქტიური პაციენტის შემთხვევაში.

ცხრილი 1 ბიომასალები კლასიფიკაცია კლასების მიხედვით

ლითონები	უჟანგავი ფოლადი, ტიტანი, ტიტანის შენადნობები, კობალტისა და სხვა ლითონების შენადნობები
სინთეტიკური პოლიმერები არაგაწოვადი გაწოვადი	ზემალალი მოლეკულური მასისი მქონე პოლიეთილენი (UHMWPE), პოლიურეტანი, ოლიმეთილმეტაკრილატი; პოლიგლიკოლიდები, პოლილაქტიდები და სხვები
კერამიკული მასალები ბიოინერტული კერამიკა ბიოაქტიურიკერამიკა	ალუმინის ოქსიდი, ცირკონიუმის ოქსიდი; კალციფოსფატური კერამიკა
ბიომინა რეზორბირებადი არარეზორბირებადი	გაცივებული ნადნობი SiO ₂ ; CaO; MgO; P ₂ O; Al ₂ O ₃ ; CaF და სხვ. გაცივებული ნადნობი SiO ₂ ; CaO; MgO; P ₂ O; Al ₂ O ₃ ; CaF და სხვ.
ბიოსიტალები რეზორბირებადი არარეზორბირებადი	კრისტალიზებული არახსნადი მინები; კრისტალიზებული ხსნადი მინები;
მინაკერამიკა რეზორბირებადი არარეზორბირებადი	კერამიკა მიღებული მინის ფხვნილების და კერამიკული ფხვნილების ნაზავის შეცხოვით
შემართებელქსოვილოვანი წარმოშობის მასალები	კალოგენები
კომპოზიტები	სხვადასხვა კლასების მასალების გაერთიანება
სხვა მასალები	ნახშირბადოვანი მასალების სხვადასხვა ვარიანტები, საფირონები და სხვა

ყველა შეცდომა რომელიც შეიძლება დაშვებული იქნას ალოპლა-სტიკის, ფორმის უზუსტობის და იმპლანტის ელემენტების ზომების მიღებისას განსაკუთრებულ გავლენას ახდენს სახსრის მექანიკაზე, იწვევენ იმ ძვლის დარბილებას, რომელშიც იმპლანტია მოთავსებული. ტრიბოლოგიური პრობლემების გადაწყვეტა ძირითადად დამოკიდებულია იმ მასალებზე, რომლისგანაც დამზადებულია ხახუნის წყვილი და აგრეთვე

მათი ზედაპირების დამზადების ხარისხისგან; დღეისთვის არ არსებობს ისეთი მასალა, რომელიც დააკმაყოფილებს ყველა მოთხოვნას ბიომექანიკის და ბიოთავსებადობის თვალსაზრისით მოხაზუნე წყვილებში.

დღევანდელ დღემდე სახსრის თავისა და ფოსოს წყვილების მასალების კომბინაცია ისეთების როგორცაა ლითონი-პოლიმერი და კერამიკა-პოლიმერი არის ყველაზე მეტად გავრცელებული, მაგრამ ამ წყვილების მუშაობის ხანგრძლივობა შეზღუდულია პოლიმერის მედეგობის შემცირებით ექსპლუატაციისას. სახსრის თავები მზადდება მტკიცე ლითონური და კერამიკული მასალებისგან (ტიტანის, კობალტის, კორუნდის და ცირკონიუმის კერამიკისგან). ლითონის შეცვლა კერამიკით თითქმის ერთი თანრიგით ამცირებს ხახუნის კოეფიციენტს და მოხაზუნე წყვილის ცვეთას და საგრძნობლად ადიდებს ენდოპროთეზის მუშაობის ხანგრძლივობას. ტიტანის შენადნობები სახსრის თავისათვის უკვე აღარ გამოიყენება მათი დაბალი ცვეთამედეგობის გამო და აჟამად ახალი ალტერნატიული მასალები უკეთესი ცვეთამედეგობის მაჩვენებლით არის კერამიკა-კერამიკა, ლითონი-ლითონი.

ძალიან დიდი იმედები მყარდება ლითონი-ლითონის მესამე თაობის წყვილზე, რომლებშიც გამოიყენება დიდი დიამეტრის \varnothing 32 მმ სახსრის თავები. მათი უპირატესობაა მაღალი ტექნოლოგიურობა და ბზარების წარმოქმნისადმი წინააღმდეგობა.

კლინიკური კვლევებით დადგინდა რომ თანამედროვე ლითონი-ლითონის იმპლანტის ცვეთის სიჩქარე შეადგენს 1-5 მკმ წელიწადში. რაც აჩვენებს, რომ დარღვეულია ტრიბოლოგიის კანონი, რომელიც ადგენს რომ არ არის სასურველი მაღალი პლასტიკურობის მქონე მასალებისგან წყვილების შექმნა, რადგან იზრდება ადჰეზიის შესაძლებლობა.

შემდეგი წყვილი, რომელიც მეორე ადგილზე გავრცელების თვალსაზრისით არის ალუმინის ოქსიდის ბაზაზე შექმნილი წყვილი კერამიკა-კერამიკა, რომელსაც აქვს ძალიან მაღალი ცვეთამედეგობა და ბიოინერტულობა. ლიტერატურული მონაცემებით მათი საერთო ცვეთა

1000-ჯერ ნალეზია ვიდრე ლითონი-პოლიეთილენის, 40-ჯერ ნაკლები ვიდრე ლითონი -ლითონის. მათ ნაკლს წარმოადგენს სიმყიფე, რის გამოც ხდება იმპლანტის თავისა და ფოსოს გატეხვა [43].

ალუმინოქსიდური კერამიკა გამოყენებას პოულობს 1970 წლიდან. მათი გამოყენების მიზეზია ოსტეოლიზის შემცირება, რომელსაც იწვევს პოლიეთილენის ცვეთის პროდუქტები, მეორე მიზეზია იმპლანტის მუშაობის ხანგრძლივობის გადიდება ახალგაზრდა და აქტიური პაციენტებისათვის. ენდოპროთეზების დამზადების საწარმოო სრულყოფა საშუალებას იძლევა მათი სიზუსტის და სიმქისის კონტროლისა. სიმქისის შემცირება ხელს უწყობს იმპლანტის მდგრადობის გაზრდას და გატეხვის ალბათობის შემცირებას. კერამიკა-კერამიკის ენდოპროთეზების ამოღების შედეგად დადგინდა, რომ მათი თავების ცვეთის სიჩქარე არის 9 მკმ წელიწადში ხოლო ფოსოსი 6 მკმ წელიწადში. ასეთი ენდოპროთეზების მუშაობის ხანგრძლივობა გაცილებით მეტია, ვიდრე ლითონი-პოლიეთილენის ენდოპროთეზების (75-80%).

მასალა, რომელიც უკანასკლნელ პერიოდში გამოიცდება ლაბორატორიული გზით და რომელსაც ახასიათებს მაღალი ცვეთამედეგობა არის კერამიკული კომპოზიტი (82% ალუმინის ოქსიდი, 17% ცირკონიუმის დიოქსიდი და 0,3% ქრომის ზეჟანგი) ანუ ეს არის კერამიკა ცირკონიუმის დიოქსიდის ბაზაზე და მასში შესულია კობალტის და ქრომის შენადნობები. ალუმინოქსიდური კერამიკისგან დამზადებული წყვილის ძირითადი ნაკლი არის გატეხვის მაღალი რისკი, ბზარების გაჩენა და ხმაური.

წყვილი კერამიკა-კერამიკა არის ყველაზე უკეთესი ვარიანტი რევიზიის თვალსაზრისით და დაკაწვრისადმი წინააღმდეგობის თვალსაზრისით, მაგრამ ენდოპროთეზი არის რთული დასამზადებელი და ძვირი, ამიტომ ნაკლებად გამოიყენება.

ენდოპროთეზების დასამზადებლად ყველაზე ხშირად გამოიყენება მაღალლეგირებული, კოროზიამედეგი (უჟანგავი) ფოლადები და მათი შენადნობები, რომლებსაც აქვთ კარგი ბიომექანიკური თვისებები და

მაღალი მედეგობა ელექტროქიმიურ, ქიმიურ და კრისტალზორისი კოროზიის მიმართ. ადამიანის ორგანიზმში ლითონის მოხვედრისას ხდება მათი კუმშვა, გაჭიმვა, გრეხვა და სხვა მოვლენები, რაც იწვევს მათი კრისტალური მესერის სტრუქტურის შეცვლას. ამასთან ყველა ეს პროცესი მიმდინარეობს აგრესიულ ბიოლოგიურ გარემოში, როგორცაა ელექტროლიტი ქლორისა და წყალბადის დიდი რაოდენობის იონებით. ძირითადი მოთხოვნა მასალის მიმართ, რისგანაც არის დამზადებული იმპლანტი არის მისი ბიოთავსებადობა, ანუ სხვა სიტყვებით რომ ვთქვათ ადამიანის ორგანიზმის უჯრედული მასალა არ უნდა აზიანებდეს მათ და არ ცვლიდეს ბიოქიმიურ პროცესებს. [11]

როგორც Kruger, Merrit და Lemon-ის კვლევებით დადგინდა მნიშვნელოვან გავლენას ბიოთავსებადობაზე ახდენს ლითონური იმპლანტების ზოგადი მახასიათებლები და აგრეთვე ორგანიზმის ქსოვილებზე გავლენას ახდენს ხსნადი პროდუქტები, რომლებიც წარმოიქმნებიან კოროზიის და ელექტროქიმიური რეაქციის შედეგად. 1980 წელს Steinemann-მა ერთდროულად კოროზიული და ჰისტოლოგიური კვლევების შედეგად დაადგინა, რომ ლითონები უნდა შედგებოდეს „ვიტალური“ და „კაფსულური“ ჯგუფებისაგან: Ti, Zn, Nb, Ta, Pt, Fe (III), Mo, Ag, Au, უჟანგავი ფოლადებისაგან, ჩამოსხმული და ნაჭედი კობალტის შენადნობებისაგან და ისინი არ უნდა შეიცავდნენ არც ერთ ტოქსიკურ ელემენტს: Ni, Cu, V.

ბოლო ათწლეულის ლაბორატორიული და კლინიკური პრაქტიკა აჩვენებს, რომ ყველაზე მიზანშეწონილია იმპლანტების დამზადება β – ფაზის სუფთა ტიტანის და მისი შენადნობებისგან, კერძოდ: BT4, BT5-1, BT6, BT16.

თანამედროვე ეტაპზე ცემენტური ენდოპროთეზებისთვის მასალად გამოიყენება უჟანგავი ფოლადი და კობალტ-ქრომ-მოლიბდენის შენადნობები და ნაკლებად ტიტანის შენადნობები.

უკანასკლნელ პერიოდში მკვლევარების ყურადღება გადატანილია ბიოაქტიური კერამიკის გამოყენებაზე სახსრების ენდოპროთეზების ფუნქციონალური დაფარვისთვის. ამ მასალის უპირატესობა სხვებთან შედარებით არის მისი ჩართვა ორგანიზმის მეტაბოლიზმში, ადაპტაცია ბიოსფეროსთან, ინტეგრაცია ძვლის ქსოვილთან ბიომოლეკულურ დონეზე.

დიდ გამოყენებას პოულობს დაფარვები ჰიდროქსილაპატიტით. კვლევებით დადგინდა, რომ უმეტეს შემთხვევაში ხდება დეგრადაცია ჰიდროქსილაპატიტის ფენის და მათი შერწყმა ძვლის ქსოვილში. ერთ-ერთი პირველები ვინც გამოიყენა ჰიდროქსილაპატიტი ორთოპედიასა და ტრავმატოლოგიაში იყვნენ H. Cameron, R. Pillar.

1.4.1. ლითონური შენადნობები

ძვლის ქირურგია წარმოუდგენელია ლითონური შენადნობების გარეშე. ძირითადი კრიტერიუმი, რომლითაც შეირჩევა ლითონი იმპლანტის დასამზადებლად არის მისი შესაბამისობა იმპლანტის ბიომექანიკურ და ბიოლოგიურ მოთხოვნებთან. იმპლანტების საერთო მოცულობაში ცვეთის და ხახუნის აღდგენით ქირურგიულ ოპერაციებში ლითონების მოცულობა ყველაზე მეტია. პირველი ლითონის იმპლანტი გაჩნდა მე-18 საუკუნეში, მე-19 საუკუნის მეორე ნახევრიდან ძირითადი ფიქსაციისთვის გამოიყენებოდა ბრინჯაოს მავთულები. უჟანგავი ფოლადის შექმნამ წარმოშვა ახალი შესაძლებლობები ქირურგიაში, განსაკუთრებით ოსტეოსინთეზისათვის. 1936 დაემატა Co და Cr შენადნობები (ვიტალიუმი). XX საუკუნის 50-იანი წლებიდან კი გამოიყენება ტიტანი და მისი შენადნობები. ტექნიკური და ბიოლოგიური თვალსაზრისით ყველაზე უკეთესი ლითონი არის ტიტანი და მისი შენადნობები, აგრეთვე შენადნობები კობალტ-ქრომ-მოლიბდენი, რომლებიც ამჟამად ინტენსიურად გამოიყენება ორთოპედიულ ქირურგიაში. ამ მასალებით დამზადებულ იმპლანტებს აქვთ მაღალი სიმტკიცე და სიხისტე და ამ მიზეზის გამო ლითონებს ენიჭებათ განსაკუთებული როლი და წილი, როგორც ორთოპედიულ ბიომასალებს,

მიუხედავად იმისა, რომ ისინი იწვევენ არასასურველ საშიშროებებს გარკვეული რაოდენობის იონების გამოთავისუფლებისას და ლითონური იმპლანტების კოროზიის პროვოცირებას.

ლითონური იმპლანტების ნაკლს წარმოადგენს არასაკმარისი კოროზიამედეგობა ფიზიოლოგიურ გარემოში, ეს ერთი მხივ იწვევს ნაკეთობის კოროზიულ დაზიანებას და მეორეს მხრივ მეტალოზის განვითარებას, როგორც ორგანიზმის რეაქციის იონებზე და ლითონთა შენაერთებზე [27,28,31].

ლითონის დაშლისას ადგილი აქვს:

- ორგანიზმის სითხით გამოწვეულ კოროზიას (37°C მარილების გახსნას, ენზიმების, მიკროფაგების და ბაქტერიების არსებობას);
- მექანიკურ ცვეთას, ზედაპირის მექანიკური დაზიანების გამო, რის გამოც კოროზიამ შეიძლება შეაღწიოს იმპლანტის შიგნით;
- დადლოლობას, რომელსაც იწვევს ცვალებადი დატვირთვები, რასაც საბოლოოდ მიყვავართ მექანიკური სტაბილურობის დაკარგვამდე და საბოლოოდ მის დაშლამდე [31].

კოროზიული მდგრადობა არის მნიშვნელოვანი მახასიათებელი სხვადასხვა ბიოლოგიური პირობებისა და დატვირთვებისას. ამის გამო მხოლოდ მცირე რაოდენობის ლითონები შეიძლება გამოყენებულ იქნას იმპლანტებისთვის და განსაკუთრებით კი ენდოპროთეზების სფერული ზედაპირების დასამზადებლად.

ორგანიზმში ლითონური შენადნობების იმპლანტების არსებობა მათი ეგზოგენური მოქმედებით შეიძლება უარყოფით გავლენას ახდენდნენ მთლიან ორგანიზმზე. ნაერთების წარმოქმნას ცილების შრატებით და მათ გარდაქმნას ორგანულ შენაერთებად შესაბამის შედეგამდე მიყვავართ. ყოველთვის უნდა იქნას მხედველობაში მიღებული იმპლანტებისთვის ლითონური შენადნობების შერჩევისას ლითონის შემადგენლობაში შემავალი ელემენტების ადამიანის ორგანიზმთან ფუნქციონირების რისკები. მეორე მნიშვნელოვანი დასკვნა არის ის, რომ მხედველობაში

მისაღებია ლითონის კონცენტრაციის ზღვრული მნიშვნელობა შენადნობებში, რაც დაკავშირებულია მათი რეზორბციის კინეტიკასთან, აქ ყოველთვის საჭიროა კომპრომისი ერთის მხრივ სიმტკიცისა და სისალის და მეორეს მხრივ მალეგირებელი ელემენტების რაოდენობაზე შენადნობებში [30].

ლითონური შენადნობების ნაწილაკები თვით დაბალი კონცენტრაციის დროსაც კი იწვევენ ფიბრობლასტების პროლიფერატულ აქტიურობას. წარმოიქმნება ფიბროზული კაფსულა, რაც თავის მხრივ ამცირებს იმპლანტის ფიქსაციის სტაბილურობას. დიდი მნიშვნელობა აქვს ცვეთის გამო ლითონის ნაწილიდეს, ისინი იწვევენ სხვადასხვა პათოლოგიებს.

ხახუნის წყვილის დასამზადებლად ფართოდ გამოიყენება კობალტ-ქრომიანი შენადნობები. ამ შენადნობების თვისებაა მათი მაღალი მდგრადობა ცვეთისადმი, რაც უზრუნველყოფს მათ ხანგრძლივ ექსპლუატაციას. ზოგიერთი შენადნობი კობალტის ბაზაზე გამოიყენება თითქმის 60 წელია. ამ შენადნობებს აქვთ კარგი შეფარდება მექანიკური, ტრიბოლოგიური თვისებებისა და ბიოლოგიური თავსებადობა. კობალტის, ქრომის და მოლიბდენის ბაზაზე დამზადებული შენადნობები (თოთოეული 30%) არის სხმული შენადნობი და მისი სახელწოდებაა „ვიტალიუმი“. საკმაოდ მაღალი სიმტკიცე ამ შენადნობებისა განპირობებულია მათში კობალტის არსებობით, რომელიც არის ლითონი და აქვს მაღალი სიმტკიცე, ამასთან ეს შენადნობები არის საკმაოდ მყიფე და მათში ნახშირბადის რაოდენობის ზრდით სიმყიფე კიდევ უფრო იზრდება, ამ შენადნობების თვისებები ანალოგიურია უჟანგავი ფოლადის თვისებებისა. სხმულ შენადნობებს აქვთ საკმაოდ მაღალი კოროზიამედეგობა. მათ აქვთ მაღალი დრეკადობის მოდული და ცუდი ჭედადობა, რაც იწვევს მის სწრაფ ცივჭედვას. ამიტომ ასეთი შენადნობებისგან ნაკეთობები მზადდება სხმულების სახით. ასეთ სხმულებს აქვთ უპირატესობა იმით, რომ მათ არ აქვთ შემოსაზღვრული ზონები და ფორმა და ისინი შეიძლება გამოყენებული იქნას მასობრივი

წარმოებისათვის. ნაკეთობათა სიზუსტე მაღალია, მაგრამ ჩამოსხმის პროცესი საკმაოდ რთულია და რთულდება აგრეთვე სხმულის სტრუქტურის კონტროლი და ხარისხი. ისინი გავლენას ახდენენ ენდოკრინულ ჯირკვლებზე, ღვიძლზე, კუნთებზე [30]. დადგენილია აგრეთვე, რომ ლითონის მცირე ნაწილაკები ახდენენ ტოქსიკურ ზეგავლენას ოსტეობლასტებზე, რითაც ამცირებენ ოსტეოგენეზს.

კობალტქრომის შენადნობები იწვევენ ძვლის ახლომდებარე ქსოვილების ნეკროზს. ლითონურ იონებს, რომლებიც იწვევენ ქსოვილების გაღიზიანებას მიეკუთვნება ნიკელის, კობალტის და ქრომის იონები. ისინი იწვევენ ორგანიზმის იმუნური სისტემის რღვევას, რაც საბოლოოდ იწვევს ინტენსიურ ქრონიკულ ანთებებს, ნივთიერებათა ცვლის დარღვევას, ხელს უშლიან ორგანიზმის ქსოვილების განვითარებას, იწვევენ სისხლის მიმოქცევის მოშლას და ეპიდემიური დაავადებების წარმოქმნას. ბიომასალების ცვეთას და ნაწილობრივ რღვევას ადგილი აქვს თითქმის ყოველთვის. რღვევა იწყება იმპლანტის ზედა ფენებიდან, ამ დროს წარმოიქმნება სხვადასხვა ზომის ფრაგმენტები. ორგანიზმში ძირითადი უცხო სხეულის იმპლანტის გარდა წარმოიქმნება მრავალი მცირე ზომის უცხო სხეული, რაც იწვევს ბიომასალის შეხების ფართობის გაზრდას მის გარშემო მყოფ ქსოვილებთან, ეს კი იწვევს მასალის რეაქტოგენობის ინტენსიფიკაციას. გვხვდება აგრეთვე მიკრობზარების წარმოქმნაც [33-34]. ზოგიერთ პაციენტს კობალტის ენდოპროთეზის გარშემო ქსოვილებში აღმოაჩნდათ რაღაც განსხვავებული ლიმფოციტარული აგრეგატები და კოროზიის პროდუქტები CrPO_4 ნაწილაკების სახით.

1.4.2. პოლიმერული მასალები

მეორე მნიშვნელოვანი მასალა გამოყენებული სფერული შენაერთების დასამზადებლად არის სინთეზური პოლიმერული მასალები. ეს მასალები განსხვავებით ლითონებისგან არ განიცდიან კოროზიას და მასთან დაკავშირებულ ქიმიურ დესტრუქციას. ამის გამო მათ აქვთ ძალზედ დაბალი რეაქტოგენობა, მაგრამ არასაკმარისი ცვეთამედეგობა.

ენდოპროთეზებში ყველაზე ფართოდ გამოყენებას პულობს ულტრამაღალი მოლეკულური მასის პოლიეთილენი (CBMPE), ეგრეთწოდებული ხირულენი, რომლის მოლეკულური მასა შეადგებს $1,5 \cdot 10^6$ გ/მოლს. მას აქვს უნიკალური ფიზიკო-მექანიკური თვისებები: მაღალი სიმტკიცე, დარტყმითი სიბლანტე ტემპერატურის ფართო დიაპაზონში -200 -დან $+100$ °C, ქიმიურად მდგრადია აგრესიულ გარემოს მიმართ, ახასიათებს სრიალის მაღალი მახასიათებლები და ცვეთამდეგობა.

ხირულენისგან ნაკეთობათა დასამზადებლად გამოიყენება ტრადიციული გადამუშავების მეთოდი: ფხვნილების მეტალურგიის მეთოდი, ცხლად ტვიფრვა, ცივად ტვიფრვა, ექსტრუზია, აფსკის ფოროვანი გამობერვა. ხირულენი ფართოდ გამოიყენება ისეთი მექანიზმებისთვის, რომლებიც ექვემდებარებიან მაღალი ხარისხის ცვეთას, მაგალითად როგორცაა კბილა თვლები, სადებები, მიმართველები და სხვა.

ხირულენი ბიომექანიკური პარამეტრებით არ შეესაბამება მოთხოვნებს. მისი კიდევ ერთი ნაკლი არის პოლიეთილენის გამოკვეთილი ცოცვადობა, ამის გამო მარტო პოლიეთილენის გამოყენება შეუძლებელია იმპლანტების დასამზადებლად., მაგრამ სხვა მასალებთან ერთობლიობაში პოლიეთილენი არის ძვირფასი მასალა, კერძოდ მენჯის ფოსოს დასამზადებლად. ტაბუხის ფოსოს არეში პოლიეთილენი ურთიერთქმედებს სინოვიალურ სითხესთან. მიუხედავად კარგი ტრიბოლოგიური მაჩვენებლებისა ცვეთა ასეთ წყვილებში მაინც ხდება და პოლიეთილენის მცირე ნაწილაკები, რომლებიც ცვეთის შდეგად წარმოიშვება იწვევს შემდგომ გართულებებს.

1.4.3. კერამიკული მასალები

ბიომასალების ნომენკლატურაში მნიშვნელოვან ადგილს იკავებს კერამიკის სხვადასხვა სახეები [25-26]. ლითონთან შედარებით ბიოკერამიკულ მასალებს აქვთ ბიოქიმიური, მექანიკური და სხვა თვისებების გაცილებით ფართო დიაპაზონი. ერთ-ერთი ძირითადი უპირატესობა ბიოკერამიკისა არის ბიოთავსებადობა, რასაც განაპირობებს მისი ქიმიური შემადგენლობა - Ca, K, Mg, Na-ის იონებისგან. სხვა

მასალებთან შედარებით, რომლებიც გამოყენებულია იმპლანტების დასამზადებლად ბიოკერამიკული მასალები უფრო თავსებადია ადამიანის ორგანიზმთან, რადგან ისინი ნაკლებ გავლენას ახდენენ იმუნურ სისტემაზე. სამწუხაროდ კერამიკის მდგრადობა ადამიანის ორგანიზმში არის დაბალი, რადგან ძვალი ვერ იზრდება იმპლანტში და კონტაქტის ადგილი ივსება ბოჭკოვანი შემაერთებელი ქსოვილით, რომელიც მექანიკურად იჭერს უცხო სხეულს. მაღალი სიმტკიცის კერამიკას აქვს ასევე მაღალი სიხისტე, რაც აგრეთვე გატეხვის საშიშროებას იწვევს. ასე მაგალითად 100 ათასი ძვლის ქსოვილის იმპლანტის ოპერაციიდან 18% საჭიროებს მეორად ოპერაციას, რომელიც გამოწვეულია კერამიკული მასალის გატეხვით. მეორე უარყოფითი მხარე არის კერამიკის სიმყიფე, ანუ მნიშვნელოვანი დეფორმაციისადმი წინააღმდეგობის გაწევის უნარი. დატვირთვა რომელიც მოდებულია კერამიკულ იმპლანტზე იწვევს მიკრობზარების წარმოქმნას და საბოლოო ჯამში მის რღვევას. ეს მოვლენა განსაკუთრებით მძაფრია, როდესაც ადგილი აქვს დინამიკურ დატვირთვებს (დარტყმები, ბიძგები).

მიუხედავად ჩამოთვლილი ნაკლისა არის სფეროები სადაც კერამიკულ მასალებს არ აქვს ალტერნატივა. პირველ რიგში ეს ეხება მენჯ-ბარძაყის პროთეზირებას. ალუმინოქსიდური და ცირკონიუმის დიოქსიდის თავები დიდი ხნის განმავლობაში იხმარებოდნენ ხირულენთან ერთად.

ძირითადი უპირატესობა კერამიკა-პოლითილენის წყვილისა სხვა წყვილებთან მიმართებაში არის სიმტკიცე, დაკაწვრის მიმართ მდგრადობა, გაცილებით დაბალი ხახუნის კოეფიციენტი და ცვეთამედეგობა. ამ წყვილის უარყოფით მხარეს წარმოადგენს კერამიკული კომპონენტის გადატეხვის რისკი და განმეორებითი ოპერაციის აუცილებლობა. ხელოვნური სახსრების ხანგამძლეობა დამოკიდებულია მათი ცვეთის სიჩქარეზე. ლითონის შეცვლა კერამიკით თითქმის ერთი თანრიგით ამცირებს ხახუნის კოეფიციენტს და ცვეთას. ამასთან ცვეთის პროდუქტები იმდენად მცირე სიდიდისაა, რომ ისინი გამოიდევნების ორგანიზმიდან თირკმელების

საშუალებით. ამის გამო კერამიკული მენჯ-ბარძაყის ენდოპროთეზები ორჯერ მეტ ხანს მუშაობს, ვიდრე ლითონის.

ფართო გამოყენებას პოულობს ბიოკერამიკა ალუმინის ოქსიდის ბაზაზე ($Al_2O_3 > 99,5\%$) და Mg ($< 0,5\%$), რაც საშუალებას იძლევა მივიღოთ წვრილმარცვლოვანი პოლიკრისტალური მასალა. მაღალი სისუფთავის α Al_2O_3 -ს ბაზაზე დამზადებული კერამიკული ბიომასალა პირველად გამოყენებული იქნა 1960 წელს ბარძაყისთვის და კბილების იმპლანტებისთვის. მას ახასიათებს კარგი ბიოთავსებადობა, კოროზიამდედგობა, დაბალი ხახუნის კოეფიციენტი, მაღალი ცვეთამდედგობა და სიმტკიცე [26,29,32,33,35].

1970-79 წლებში გამოყენებული იქნა დაბალი სიმკვრივის, მაღალი ფორიანობის და მარცვლების შედარებით დიდი ზომების მქონე კერამიკა. ამჟამად ბიოკერამიკის მარცვლების ზომა აღწევს 2 მკმ-მდე. ალუმინოქსიდური კერამიკა არის მაღალხარისხოვანი მასალა მცირე მარცვლოვანებით და ნაკლები მინარევებით. იგი არის ძალზე ცვეთამდედგი და მუშაობს 40-50 წელი, მაგრამ Al_2O_3 - კერამიკის თავების რღვევის გამო შეიქმნა კერამიკა ცირკონიუმის დიოქსიდის ბაზაზე (ZrO_2). კერამიკა ცირკონიუმის დიოქსიდის ბაზაზე ხასიათდება მექანიკური მახასიათებლების უნიკალური კომპლექსით: მაღალი ცვეთამდედგობა, დაბალი ხახუნის კოეფიციენტი, უფრო მაღალი მდგრადობა ბზარების წარმოქმნის მიმართ ვიდრე Al_2O_3 , საუკეთესო ბიოინერტულობა და ბიოთავსებადობა. ამ მასალამ თავისი უნიკალური მექანიკური თვისებების გამო მიიღო სახელწოდება „კერამიკული ფოლადი“ [25,30]. მათი სიმტკიცე რამდენჯერმე აღემატება Al_2O_3 -ს სიმტკიცეს. 1985-89 წლებში ZrO -ს ბაზაზე დამზადებული და გამოყენებული იქნა 500 ათასი იმპლანტი ევროპასა და სამხრეთ ამერიკაში. სიმტკიცე და სიბლანტე კერამიკული მასალებისა დამოკიდებულია მარცვლის ზომებსა და სტაბილიზირებული დანამატების კონცენტრაციაზე. მათი თვისებები მოცემულია 2 ცხრილში

ცხრილი 2 კერამიკული მასალების სიმტკიცის და სიბლანტის დამოკიდებულება მარცვლის ზომებსა და სტაბილიზირებული დანამატების კონცენტრაციაზე

თვისებები	კერამიკა ბაზაზე	
	Al ₂ O ₃	ZrO ₂
ქიმიური შემადგენლობა	Al ₂ O ₃ >97%	ZrO ₂ -97%, Y ₂ O ₃ -3%
სიმკვრივე, გ/სმ ²	>3,2	>6
მარცვლის ზომა, მკმ	<7,0	<0,6
სიმტკიცე ღუნვაზე, მპა	>400	>800
მედევობა ბზარწარმოქნაზე K _{Ic} , მპა·მ ^{1/2}	3,5	9-11

ISO-ს სტანდარტების შესაბამისად ზოგიერთი ფიზიკო-მექანიკური მახასიათებლები საფირონის და ZnO₂-ს ბაზაზე შექმნილი კერამიკის მოცემულია ცხრილში:

ცხრილი 3 საფირონის და ZnO₂-ს ბაზაზე შექმნილი კერამიკის ზოგიერთი ფიზიკო-მექანიკური მახასიათებლები ISO-ს სტანდარტების შესაბამისად

მახასიათებლები	საფირონი	Y-TZP*	(Y,Ce,Hf)-TZP**
სიმტკიცე ღუნვაზე, მპა	>400	>800	850
მედევობა ბზარწარმოქნაზე K _{Ic} , მპა·მ ^{1/2}	3,5	>7-9	8-11
იუნგის მოდული, გპა	400	200	209
ტეტრაგონალური ფაზის შემადგენლობა, %	-	>98	100
სიმკვრივე გ/სმ ²	3,99	6,01-6,02	6,03-6,05
საერთო ფოროვანება	-	0	0
მიკროსისალე, გპა	-	0	0
Y ₂ O ₃ -ს შემადგენლობა, %	19,4-22	3	3

უკანასკნელ პერიოდში გამოქვეყნებული შრომებიდან ირკვევა, რომ ცირკონიუმის ოქსიდების ბაზაზე შექმნილ ბიოკერამიკულ მასალებს აქვთ დიდი პოტენციალური შესაძლებლობები. [43].

კორეის ტექნოლოგიებისა და მეცნიერების ინსტიტუტისა და სეულის ტექნიკურ უნივერსიტეტებში შექმნილი იქნა კომპოზიტი ალუმინისა და ცირკონიუმის ოქსიდების ბაზაზე ძვლის ქსოვილის, მენჯ-ბარძაყის და მუხლის სახსრების და კბილების შეცლისთვის.

დაბალტემპერატურული კომპოზიტები ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის ბაზაზე შეიცავენ $5.3Y_2O_3$ და $4.5Nb_2O_5$ ან კიდეც $3Y_2O_3$, $1.6 Nb_2O_5$ და $3.6 ClO_2$. ისინი შექმნილია მენჯბარძაყის სახსრის მთლიანი შეცვისთვის, მათი მექანიკური თვისებების, ცვეთამედეგობის, ბიოთავსებადობის შეფასებისათვის ოპტიმალური სიმტკიცე ღუნვაზე შეადგენს 930 მპა და ბზარების წარმოქმნის წინააღმდეგობა $12,5 \text{ მპა}\cdot\text{მ}^{1/2}$. ტეტრაგონალური ფაზა ცირკონიუმის დიოქსიდისა არ გადადის მონოკლინურში. ეს კომპოზიტები ავლენენ უკეთეს ბიოლოგიურ რეაქციას ვიდრე ტიტანი. [6].

მისი თვისებები მოცემულია 3 ცხრილში

ცხრილი 4 დაბალტემპერატურული კომპოზიტები ტეტრაგონალური ცირკონიუმის დიოქსიდის ბაზაზე

კერამიკა	შემადგენლობა $mZrO_2$, %	სიმტკიცე, მპა	ბზარების წარმოქმნის მიმართ მედეგობა, $\text{მპა}\cdot\text{მ}^{1/2}$
3Y-TZP	87	850	6,1
(Y, Nb)-TZP	0	528	5,9

1.4.4. საფირონი

უნიკალური ინერტულობა, ბიოთავსებადობა, კოროზიამედეგობა და სისალე საფირონისა განსაზღვრავს მისი გამოყენების სფეროს მედიცინაში. ეს არის იმპლანტოლოგია, ქირურგია და სამედიცინო ხელსაწყოთმშენებლობა. საფირონის იმპლანტები არ შედის რეაქციაში ორგანულ მჟავებთან და ორგანიზმის ქსოვილებთან და ინერტულობით ჯობია ყველა არსებულ საკონსტრუქციო მასალას. კორუნდის კრისტალები არიან დიელექტრიკები,

ამიტომ ორგანიზმის ტენიან გარემოში ისინი არ წარმოქმნიან ელექტროპოტენციალს და სხვა მასალებთან არ წარმოქმნიან გალვანურ წყვილებს. საფირონის მდგრადობა ნებისმიერ მჟავასთან და ტუტესთან შეუდარებლად მაღალია, ვიდრე ლითონებისა და პოლიკრისტალური ალუმინის ოქსიდისა. სწორედ ამის გამო საფირონი არ ცვლის პაციენტის იმუნურ სისტემას, მაშინ როდესაც 73% შემთხვევაში ლითონური იმპლანტების გამოყენებისას (განსაკუთრებით მამაკაცებში) შეიმჩნევა იმუნოდეპრესია, იმუნორეაქტიულობის ცვლილება და სხვა, [36]. რაც იწვევს ოპერაციის შემდგომ გართულებებს. ლითონებისგან განსხვავებით ელექტრულად ნეიტრალური საფირონი ელექტროქიმიური რეაქციებისას არ გადადის ლიმფურ კვანძებში და სხეულის სხვა ნაწილებში. იმპლანტები როგორც წესი არიან ბაქტერიების გავრცელებისთვის საუკეთესო გარემო. ადჰეზიის კვლევა საფირონის, ტიტანის შენადნობების CoCrMo, ჰიდროქსილაპატიტის და პოლიმეთილმეტაკრილატის ზედაპირებზე აჩვენა მინიმალური მნიშვნელობა საფირონისთვის. მედიკო- ბიოლოგიურმა კვლევებმა აჩვენა, რომ საფირონი არ არის ტოქსიკური ორგანიზმისთვის, არ იწვევს ცვლილებებს ცენტრალურ ნერვულ სისტემაში, ღვიძლში, თირკმელებში, ცილებისა და ცხიმების ცვლაში. არ არის კალცეროგენული, ემბრიოტროპული. არ იწვევს მის ახლომდებარე ძვლის ქსოვილების დემინერალიზაციას. კალოგენო-ბოჭკოვანი კაფსულა, რომელიც წარმოიქმნება იმპლანტზე გადაიქცევა ძვლის და კუნთოვან ქსოვილად რომელიც ინარჩუნებს ნორმალური აგებულების სტრუქტურას.

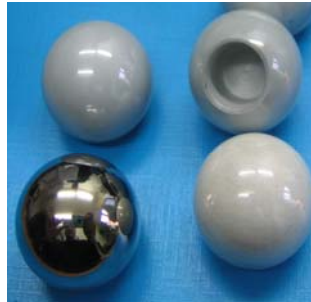
ჰისტოლოგიური კვლევები, რომლებიც ჩატარებული იყო საფირონის იმპლანტის ჩადგმიდან სხვადასხვა დროის გავლის შემდეგ გვაჩვენებს, რომ მისი მუშაობის ხანგრძლივობა არის შეუზღუდავი. განსაკუთრებით მიზანშეწონილია საფირონის იმპლანტები ისეთი პაციენტებისთვის რომლებიც ვერ იტანენ ლითონებს და აგრეთვე ისეთებისთვის რომელთა ორგანიზმში უკვე არის ლითონის იმპლანტები.

დღეისათვის საფირონის მონოკრისტალისგან, რომელიც მზადდება უკრაინაში, კეთდება სამდიცინო ნაკეთობების ფართო ასორტიმენტი. განაკუთრებულ ინტერესს იწვევს საფირონის გამოყენება ხახუნის წყვლებში. ხახუნის კოეფიციენტი და ნაკეთობის მუშაობის ხანგრძლივობა დამოკიდებულია სფერული ზედაპირების გაპრიალების ხარისხზე. ლითონისა და კერამიკის ზედაპირები არ შეიძლება დამუშავებული იქნას მაღალი სისუფთავის კლასით, რასაც ხელს უშვლის მარცვლების სხვადასხვა ორიენტაცია და მარცვალთშორისი საზღვრები, რომელთაც აქვთ უფრო ნაკლები სისალე ვიდრე მარცვალს, ცვეთის სხვადასხვა სიჩქარეები სხვადასხვა უბანზე იწვევს ხახუნის კოეფიციენტის და ცვეთის გაზრდას. გარდა ამისა უსწორმასწორო ზედაპირი, რომელიც ასე აუცილებელია ძვლების შიდა იმპლანტებისთვის უვარგისია ხახუნის წყვილისთვის, რადგან იზრდება ალბათობა ორგანული მოლეკულების მიმაგრებისა ასეთ ზედაპირებზე, რაც კიდევ უფრო აუარესებს ხახუნის წყვილების მუშაობას. [45].

საფირონი რომელსაც არ აქვს მარცვალთშორისი საზღვრები საშუალებას იძლევა ძალიან მაღალი კლასით გაპრიალებისა. ეს არის ყველაზე ცვეთამედეგი მასალა, რაც განაპირობებს მისგან სხვადასხვა მოწყობილობების და ხახუნის წყვილების დამზადებას. ხახუნის კოეფიციენტი გაპრიალებული საფირონის წყვილისა მცირდება ექსპლუატაციისას და ცვეთის ინდექსი კი უახლოვდება ბუნებრივი სახსრის ინდექსს. პოლიეთილენის ცვეთა ალუმინოქსიდურ უხარისხო კერამიკასთან წყვილში უფრო ნაკლებია ვიდრე ცირკონიუმის დიოქსიდთან და საფირონთან კი გაცილებით ნაკლები, ამიტომ ხშირად გამართლებულია ენდოპროთეზების დამზადება მთლიანად საფირონისგან და აგრეთვე კომბინირებული ლითონი-საფირონი კონსტრუქციისა მენჯბარძაყის სახსრისთვის. საფირონის სისალე და ცვეთამედეგობა მეტია ვიდრე ლითონების და სიმტკიცე ღუნვაზე კი ნაკლები. ამიტომ სახსრების ენდოპროთეზებს საფირონის თავებით ეცვლებათ თავისა და ფეხის

შეერთების გეომეტრიული პარამეტრები, მაგრამ მათ ახასიათებთ დაბალი მდგრადობა ბზარების წარმოქმნის მიმართ, რაც ამცირებს ასეთი წყვილების გამოყენებას.

ზოგიერთი მკვლევარის აზრით ძალზე პერსპექტიულია საფრონი-საფრონის ხახუნის წყვილების გამოყენება, რომელთა ტრიბოლოგიური და სიმტკიცის მახასიათებლების და ორგანიზმთან მათი ბიოინერტულობის ერთობლიობა ძალზე დამაიმედებელ სურათს ქმნის. მსოფლიოს სხვადასხვა ქვეყნის მეცნიერთა კომპლექსური ტრიბოლოგიური, ტექნოლოგიური და იმუნოლოგიური კვლევა .



ა

ბ

გ

ნახ. 10 ბარძაყის თავაკი საფრონისგან (a) ცირკონული კერამიკისგან(a-b), უჟანგავი ფოლადისგან (b), ბიოლოგიურად სუფთა ტიტანისგან (c).

უკანასკნელი 10 წლის განმავლობაში სხვადასხვა ქვეყნებში და განსაკუთრებით კი კიევის ზესალი მასალების ინსტიტუტში ჩატარებულმა კვლევებმა გამოავლინა ყველაზე უფრო პერსპექტიული მასალები სახსრების ენდოპროთეზების სფერული ზედაპირების დასამზადებლად:

- საფირონი, რომელიც მიღებულია სტეპანოვის მეთოდით, მწარმოებელი - მონოკრისტალების ინსტიტუტი, უკრაინა, ქ. ხარკოვი;
- საფირონი, მიღებული კიროპულოსის მეთოდით- მწარმოებელი - „ტექნოკრისტალი“ ქ. ივანო-ფრანკოვსკი;
- კერამიკა მიღებული ცირკონიუმის დიოქსიდის ბაზაზე Y-TZP- შემუშავებულია ა.ა. გალკინის სახელობის დონეცკის ფიზიკო-ტექნიკურ ინსტიტუტში, უკრაინა, ქ. დონეცკი;
- კერამიკა მიღებული ცირკონიუმის დიოქსიდის ბაზაზე (Y, Ce, Hf)-TZP- შემუშავებულია ი.ნ. ფრანცევიჩის სახელობის მასალათმცოდნეობის პრობლემების ინსტიტუტში, უკრაინა, ქ. კიევი;
- ტიტანის შენადნობი Ti-Si სისტემის, რომელიც არ შეიცავს ვანადიუმს და ალუმინს-შემუშავებულია ი.ნ. ფრანცევიჩის სახელობის მასალათმცოდნეობის პრობლემების ინსტიტუტში, უკრაინა, ქ. კიევი.

გარკვეული დადებითი შედეგი შეიძლება მიღწეული იქნას ენდოპროთეზების ზედაპირული ფენების გამკვრივებით. მაგალითად ტიტანის ზედაპირული ფენის გამკვრივება შეიძლება ორი მეთოდით:

1. ცივად პლასტიკური დეფორმაციის შედეგად (ХПД) -ალმასური დაუთოვებით, ბურთულის მოგორებით, გორგოლაჭებით, შემდგომი გაპრიელებით;
2. იონური უწყალბადო აზოტირების მეთოდით (ИБА) შემდგომი გაპროელებით.

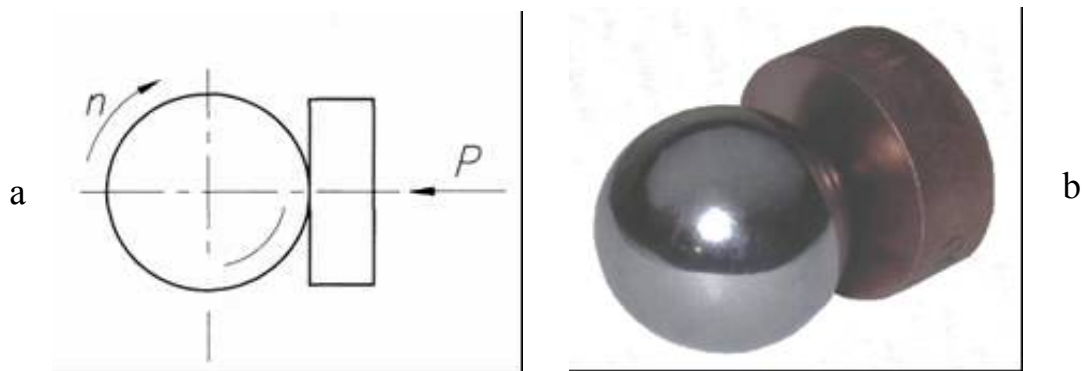
ყოველივე ზემოთქმულიდან გამომდინარე საფირონი, როგორც მასალა მენჯბარძაყის სახსრის სფერული ზედაპირების დასამზადებლად არის უნიკალური თვისებების მატარებელი და მისი ტრიბოლოგიური მახასიათებლებისა და დამუშავების ოპტიმალური პირობების დადგენა წარმოადგენს მეტად აქტუალურ პრობლემას. [37].

II. თავი- შედეგები და მათი განსჯა

2.1. ექსპერიმენტების ჩატარების მეთოდოლოგია

სამუშაოში შესწავლილი იქნა: საფირონი-საფირონის ხახუნის წყვილის ტრიბოლოგიური კვლევა; საფირონის კრისტალის ორიენტაციის გავლენა მის დამუშავებადობაზე; ჭრის რეჟიმების გავლენა დამუშავებული საფირონის ზედაპირის ხარისხზე და მწარმოებლურობაზე; ალმასური სახეხი ქარგოლის მახასიათებლების გავლენა საფირონის კრისტალის დამუშავებადობაზე;

საფირონი-საფირონის ხახუნის წყვილის ტრიბოლოგიური კვლევები ჩატარებული იქნა პოლონეთის ე. რადომის ტექნოლოგიების ინსტიტუტის ლაბორატორიაში შექნილ დანადგარზე ტესტერზე T-20.



ნახ. 11 ბრუნვითი ხახუნის სქემა–ა და კონტრსხეულების მაგალითი – ბ

ტესტერში რეალიზებულია ტრიბოლოგიური სქემა წინსვლა-უკუქცევითი, ხახუნის კონტაქტის გეომეტრიით „ბურთულა-დისკზე“ თხევადი და სასაზღვრო ხახუნის პირობებისთვის.

ნახ.11.-ზე მოცემულია ბრუნვითი ხახუნის სქემა, სადაც ბრტყელი დისკი დამზადებული იყო საფირონისგან, ხოლო ბურთულა კი საფირონისგან ან ლალისგან. ექსპერიმენტის ჩატარებისას ბურთულა ბრუნავს n სიხშირით, ხოლო დისკი კი ეჭირება ბურთულას გარკვეული P ძალით. გამოკვლევებისას იზომებოდა ხახუნის ძალა და დისკის გრძივი ცვეთა. პროცესის ტემპერატურა შენარჩუნებული იყო მუდმივი 37°C სპეციალური სამედიცინო რინგერის ხსნარის წვეთების მუდმივი

მიწოდებით ბურთულის ზედაპირზე. რინგერის ხსნარის შემადგენლობა მოცემულია ცხრილში 5.

ცხრილი 5 რინგერის ხსნარის შემადგენლობა

№	ხსნარის კონცენტრაციის კომპონენტი	კონცენტრაცია [გრ/ლ]
1.	NaCl	0,75
2.	CaCl ₂	0,125
3.	KCl	0,0075
4.	NaHCO ₃	0,0125
pH=7,0		

ტესტერი T-20 არის საზომ-საკონტროლო დანადგარი, რომელიც საშუალებას იძლევა გაზომილი იქნას ხახუნის ძალები, მოხახუნე წყვილების ცვეთა და ხახუნის ციკლების რაოდენობა. დანადგარი შედგება გამაძლიერებლისაგან spider, რომელიც აღჭურვილია მონაცემთა შეკრების ბაზით, SR01, BT-01 მართვის კონტროლერისაგან, გადამცემისაგან, მუშა მოძრაობის შემსრულებელი მექანიზმისგან და ოპერაციული სისტემის მართვის კომპიუტერული სისტემისგან. ექსპერიმენტის ჩატარების პირობები იყო:

- წინსვლით-უკუსვლითი მოძრაობების ამპლიტუდა 12,5 მმ
- დატვირთვა 10 ნ
- მოძრაობის სიხშირე 1 ციკლ/წმ
- გამოკვლევის ჩატარების ზღვრები 1×10^6 ციკლი
- სამუშაო სითხე რინგერის ხსნარი
- ცდების ტემპერატურა 37 °C
- მონაცემთა რეგისტრაციის ინტერვალი 5×10^4 ციკლი

ექსპერიმენტი ტარდებოდა შემდეგნაირად: საფირონისგან დამზადებული ნიმუშების წინასწარი სტერილიზაცია ხდებოდა იმ მეთოდიკით, რომელიც საჭიროა იმპლანტოლოგიისათვის, კერძოდ გამა გამოსხივებით მათი დასხივებით. შემდეგ ხდებოდა ნიმუშის გარეცხვა:



ნახ. 12 მოწყობილობა T-20.

- წინაწარი გარეცხვა გამდინარე წყალში;
 - გარეცხვა ულტრაბგერითი გასუფთავების გამოყენებით დისტილირებულ წყალში 5 წუთის განმავლობაში;
 - განმეორებითი გარეცხვა დისტილირებულ წყალში;
 - გაწმენდა მშრალი ქსოვილით
 - განმეორებითი გაწმენდა მშრალი ქსოვილით
- გარეცხვის შემდეგ საჭიროა ნიმუშების სტერილურ პირობებში აწონვა სიზუსტით 0,01 მმგ.

ექსპერიმენტალური კვლევები ტარდებოდა დპხ ჩარხის გამოყენებით.

საქართველოს ტექნიკურ უნივერსიტეტში შემუშავებული იქნა ბრტყელი ზედაპირების აბრაზიული დამუშავების მეთოდი, ე.წ. დაბალტემპერატურული პრეციზიული ხეხვა (დპხ). დპხ მეთოდი განკუთვნილია მცირე ზომის სალი და მყიფე ძნელად დასამუშავებელი არალითონური მასალების ბრტყელი ზედაპირების დამუშავებისთვის. პროცესი უზრუნველყოფს მოსახსნელი ფენის მცირე სისქეს, შედარებით დიდი მოსაჭრელი ფენის ფართს, დაბალ კონტაქტის ტემპერატურას, ინარჩუნებს ალმასური სახეხი

ქარგოლის ფორმის სიზუსტეს. ეს ყველაფერი უზრუნველყოფს მასალის მოხსნის სიჩქარის და დამუშავებული ზედაპირის ხარისხის გადიდებას.

ექსპერიმენტები ტარდებოდა საფირონის კრისტალის ორიენტაციის გავლენის დასადგენად მის დამუშავებადობაზე. დებ მეთოდი ერთმენეთში აერთიანებს ხეხვისა და დაყვანის ოპერაციების საუკეთესო მაჩვენებლებს, კერძოდ მის მაღალ მწარმოებლურობას და დამუშავებული ზედაპირის მაღალ ხარისხს. დებ ხორციელდება სახეხი ქარგოლის ტორსით, ნამზადის ან იარაღის ზამბარული მიწოდებით, სახეხი ქარგოლი ფარავს მთლიან დასამუშავებე ზედაპირს. დებ-ს თავისებურებას წარმოადგენს იარაღის მჭრელი ნაწილის გეომეტრიის სიზუსტის შენარჩუნება, ჭრის დაბალი სიჩქარე (10 მ/წმ-მდე), რაც უზრუნველყოფს ზედაპირული დეფექტების თავიდან აცილებას (მიწვა და ბზარები). დებ-ს სქემა მოცემულია ნახ. 13-ზე.

სახეხი ქარგოლი 1 და კასეტა, რომელზეც დამაგრებულია საფირონის ნიმუშები 2 ბრუნავს ერთი და იგივე მიმართულებით კუთხური სიჩქარეებით ω_1 , და ω_2 . კასეტის მიწოდება ხდება მუდმივი დაწოლის ძალით P_{ω} რომელიც მოდებულია მისი მოძრაობის ღერძის გასწვრივ. დამუშავების პარამეტრებია: $V_{\text{ჭ}}=V_{\omega}$ -ჭრის სიჩქარე (მ/წმ), P -წნევა დამუშავების ზონაში (კპა) $P=P_{\omega}/F_{\omega}$ სადაც F_{ω} არის დასამუშავებელი დეტალი ფართობი. ამასთანავე დაცულია შემდეგი თანაფარდობები :

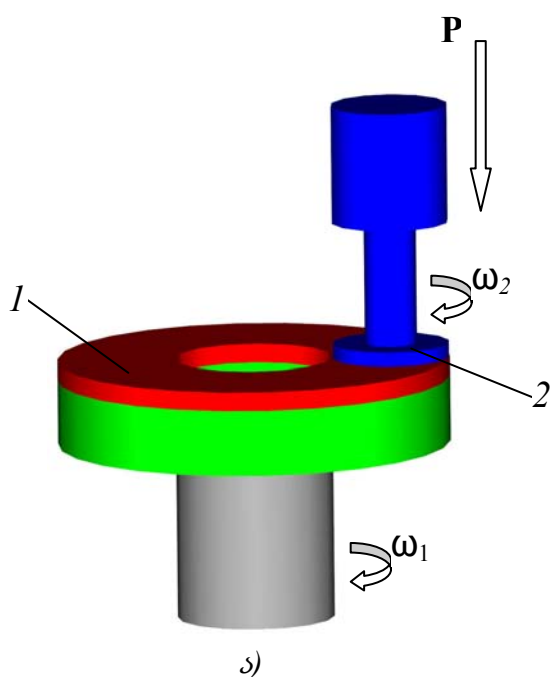
$$\omega_2/\omega_1 = 0,4 \dots 0,7, \text{ და } r/R_{\text{საშ}} = 0,15 \dots 0,5$$

სადაც r არის დეტალის ზედაპირის ცენტრალური წერტილის რადიუსი კასეტის ბრუნვის ღერძის მიმართ; $R_{\text{საშ}}$ არის რგოლის მუშა ზედაპირის საშუალო რადიუსი.

სადაც r არის დეტალის ზედაპირის ცენტრალური წერტილის რადიუსი კასეტის ბრუნვის ღერძის მიმართ; $R_{\text{საშ}}$ არის რგოლის მუშა ზედაპირის საშუალო რადიუსი.

ჭრის სიჩქარე განისაზღვრება კონტაქტის ფართობის ფარგლებში, იარაღის მუშა ზედაპირის ფარდობითი გადაადგილების სიჩქარის საშუალო მნიშვნელობით დასამუშავებელი დეტალის ზედაპირზე.

$$V = \frac{1}{F_g} \int_F V dF,$$



ნახ. 13 ა- დაბალტემპერატურული პრეციზიული ხეხვის სქემა : 1- სახეხი რგოლი; 2- კასეტა დეტალებით. ბ-დტხ-ს ლაბორატორიული მოწყობილობა;

სადაც F_g – დეტალის დასამუშავებელი ზედაპირის ფართობია - კონტაქტის ფართობი;

ეს პირობები ერთად დეტალისა და ქარგოლის ბრუნვის ღერძების პარალელურობიდან გადახრის მინიმალური ცდომილების მოთხოვნასთან ერთად უზრუნველყოფს ქარგოლის თანაბარ ცვეთას მისი მუშა ზედაპირის სიგანის გასწვრივ და ამასთანავე დასამუშავებელი დეტალის მაღალ ბრტყელ-პარალელობას.

საფირონის კრისტალის ორიენტაციის გავლენის კვლევა მასალის დამუშავებადობაზე ტარდებოდა საფირონის ნიმუშებზე ორიენტაციით (0001), (1010) და (1012) ნიმუშების ზომები 10x10x6 მმ და Φ 10x6 მმ.

ექსპერიმენტალური კვლევები მჭრელი იარაღის-ალმასური სახეხი ქარგოლის მახასიათებლების გავლენის შესასწავლად საფირონის კრისტალის დამუშავებადობაზე ტარდებოდა ლაბორატორიულ

მოწყობილობაზე სპეციალური პრეციზიული თავაკით დპხ-სთვის (ნახ. 13.ბ). ძირითად ჩარხად გამოყენებული იყო სერიული უნივერსალურ სალესი ჩარხი მოდელი 3D641E. გამოყენებული იყო ალმასური ქარგოლები მარცვლოვანებით 14/10 და 28/20 კერამიკული, ლითონური და ორგანული შემკვრელებით.

დპხ-სთვის ძირითადი პარამეტრები იყო: დამუშავების მწარმოებლურობა,, ანუ წუთში მოხსნილი ლითონის მოცულობა – q , მკმ/წთ, ზედაპირის სიმქისის უსწორმასწორობის სიმაღლე– R_z , მკმ, პროფილის ფარდობითი საყრდენი სიგრძე დონეზე 03 – t_{P03} ,%, ზედაპირის დეფექტური ფენის სისქე– H , მკმ.

დპხ-ს კინემატიკური პარამეტრები, რომლებიც განსაზღვრავენ სახეხი ქარგოლის ფარდობით გადაადგილების სიჩქარეს ნამზადის ზედაპირზე არის ქვის სიჩქარე $V_{\text{კ}}$, სახეხი ქარგოლი ბრუნავს კუთხური სიჩქარე $\omega_{\text{კ}}$, კასეტა და მასში ჩამაგრებული საფირონის ნამზადის ბრუნვის კუთხური სიჩქარე $\omega_{\text{დ}}$ მ/წმ. $D_{\text{კ}}$ ტორსული სახეხი ქარგოლის დიამეტრი (მმ), $B_{\text{კ}}$ ქარგოლის მუშა ზედაპირის სიგანე (მმ), e -სახეხი ქარგოლისა და კასეტის ღერძებს შორის მანძილი :

$$e = (D_{\text{კ}} - B_{\text{კ}}) / 2 = R_{\text{საშ}}$$

დამუშავების რეჟიმების გავლენის დასადგენად ზედაპირის ხარისხზე და მწარმოებლურობაზე ექსპერიმენტები ტარდებოდა შემდეგ პირობებში: ჭრის სიჩქარის დიაპაზონი – $V = 1 \dots 12$ მ/წმ, წნევა ჭრის ზონაში $P = 100 \dots 1500$ კპა. გამაცივებელი სითხე - გაფილტრული გამდინარე წყალი. ამლესი იარაღი სახეხი ქარგოლი ელექტროკორუნდი და სილიციუმის კარბიდი მარცვლოვანებით 80 ... 125 მკმ. მჭრელი იარაღი- ალმასური ტორსული ქარგოლი ფორმით 6A2.

ზედაპირის მიკროგეომეტერიის პარამეტრები იზომებოდა პროფილოგრაფ-პროფილომეტრზე მოდ.252 ქარხანა „კალიბრი“ (მოსკოვი, რუსეთი). დამუშავებული ზედაპირის მორფოლოგიის შესწავლა ხდებოდა

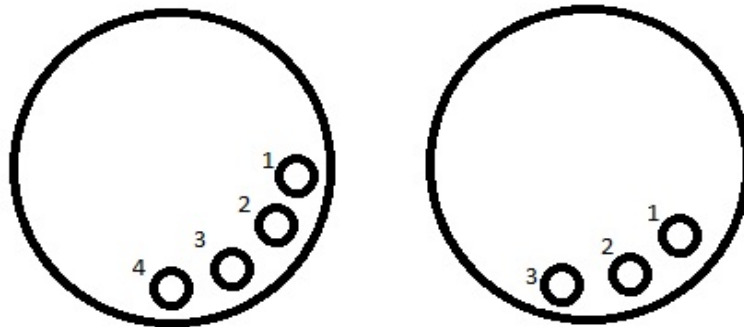
„ოპტონის“ ფირმის მასკანერებელ ელექტრონულ მიკროსკოპზე „ნანოლაბ-7“ (გერმანია).

2.2. ენდოპროთეზების საფირონ-საფირონის ხახუნის წყვილის ტრიბოლოგიური კვლევა

როგორც ცნობილია მენჯ-ბარძაყის სახსრის სფერული წყვილის მუშაობის ხანგრძლივობა დამოკიდებულია მოხახუნე წყვილების ტრიბოლოგიურ თავისებურებებზე.

ამ მიზნით სამუშაოში შესწავლილი იქნა საფირონ-საფირონის და საფირონ-ლალის წყვილების კრისტალური მესერის ანიზოტროპიის გავლენა ხახუნის კოეფიციენტზე. ტრიბოლოგიური კვლევები ჩატარდა T-20 ტესტერზე, კვლევისთვის იყო შექმნილი ადამიანის მენჯ-ბარძაყის სახსრის მუშაობასთან მაქსიმალურად მიახლოებული პირობები.

გამოკვლევების ხანგრძლივობა იყო წინასწარი 1 სთ და ძირითადი ექსპერიმენტები 3 სთ. რინგერის ხსნარი მიეწოდებოდა მბრუნავი ბურთულის ზედაპირზე წვეთობით. ეს ეტაპი შედგებოდა ორი სტადიისაგან: 1) 4000 და 2) 11000 ციკლი.

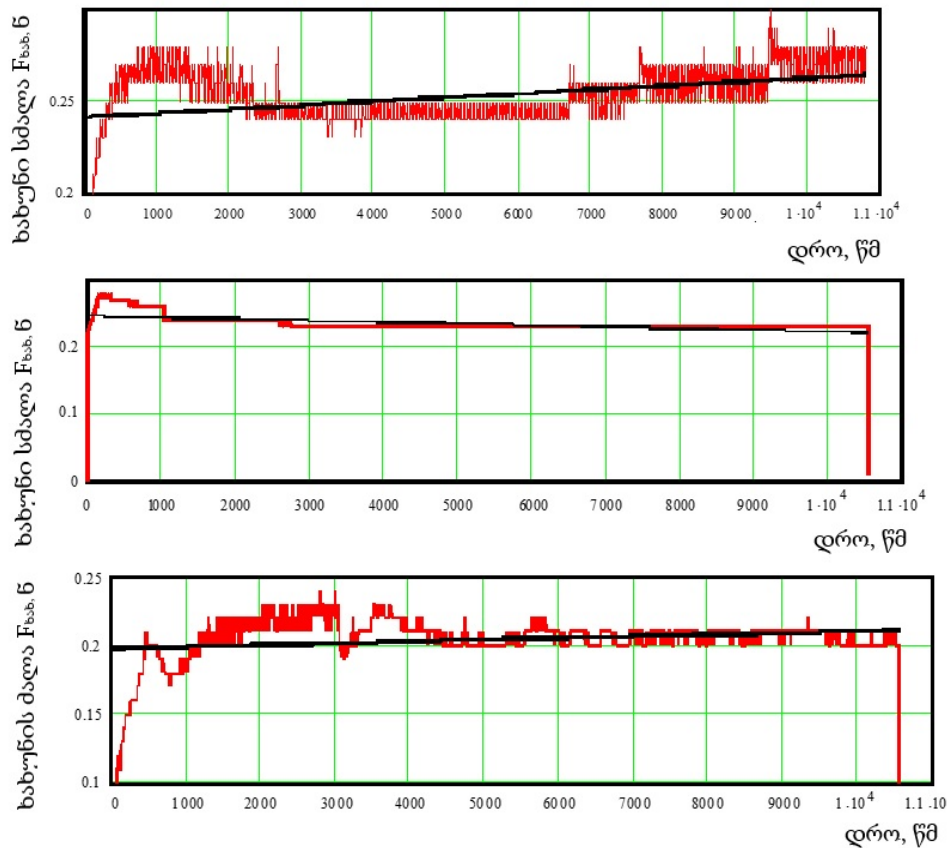


ნახ. 14 დისკების ბრუნვის სქემა: Y-TZP (1), (Y, Ce, Hf)-TZP (2,4), Ti (3)

საკვლევი მასალის დისკები გამოიყენებოდა მრავალჯერადად. მისი მობრუნება ხდებოდა საათის ისრის საწინააღმდეგო მიმართულებით ნახ.14.

ნახ.15-ზე და ნახ.16-ზე მოყვანილია ხახუნის ძალის დამოკიდებულება დროზე საფირონის კრისტალის სხვადასხვა ორიენტაციისთვის (0001), (1010) და (1012).

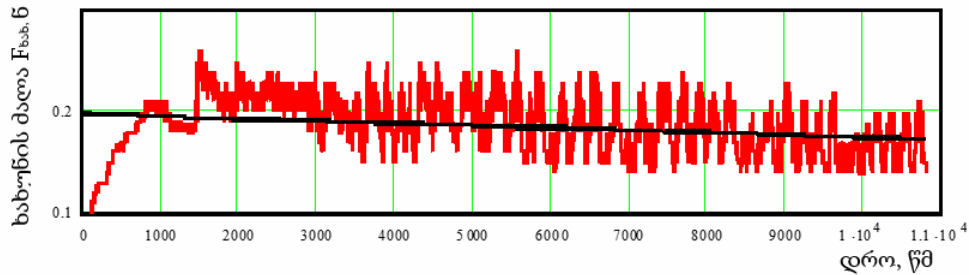
ამ გრაფიკებზე შეიძლება გამოყოფილი იქნას 3 სტადია:



ნახ. 15 წყვილის საფირონი-საფირონი ხახუნის ძალის დამოკიდებულება დროზე სიბრტყეზე 1010 – ა, სიბრტყეზე 1012 – ბ, სიბრტყეზე 0001– გ

- მიმუშავების პერიოდი (ცვეთა)- ე.ი. როდესაც ხდება მოხახუნე ზედაპირებზე ძირითადი სიმქისის და საჭირო საყრდენი ზედაპირის ფორმირება. დამუშავების დასაწყისში მოხახუნე სხეულების კონტაქტი ხდება წერტილებში, ამიტომ ხვედრითი დატვირთვა ძალიან მაღალია. რაც იწვევს ხახუნის ძალის მკვეთრ ზრდას და შესაბამისად მასალის ზედაპირის ცვეთას.
- ნორმალური ცვეთის უბანი. მას შემდეგ რაც მიიღება საყრდენი ზედაპირის მახასიათებლების ოპტიმალური მნიშვნელობები იწყება ხახუნის სტაბილური პროცესი რაც იწვევს ხახუნის ძალის თანდათანობით შემცირებას.

- კატასტროფული ცვეთის უბანი. ხახუნის პროცესში ცვეთის პროდუქტების თავმოყრა ხდება მოხახუნე ზედაპირებზე და შემდეგ ეს პროდუქტები თვითონ იწყებენ მონაწილეობას ცვეთაში როგორც თავისუფალი აბრაზივები.

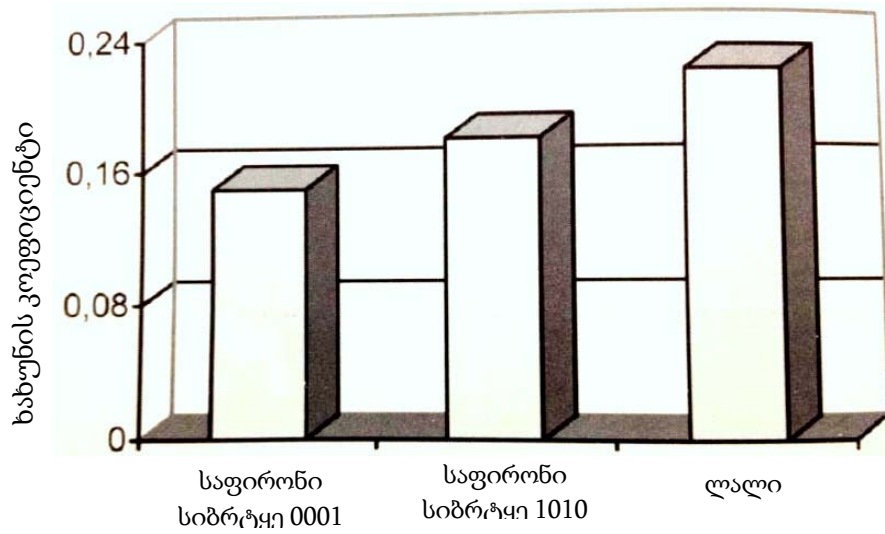


ნახ. 16 წყვილის საფირონი-ლალი ხახუნის ძალის დამოკიდებულება დროზე

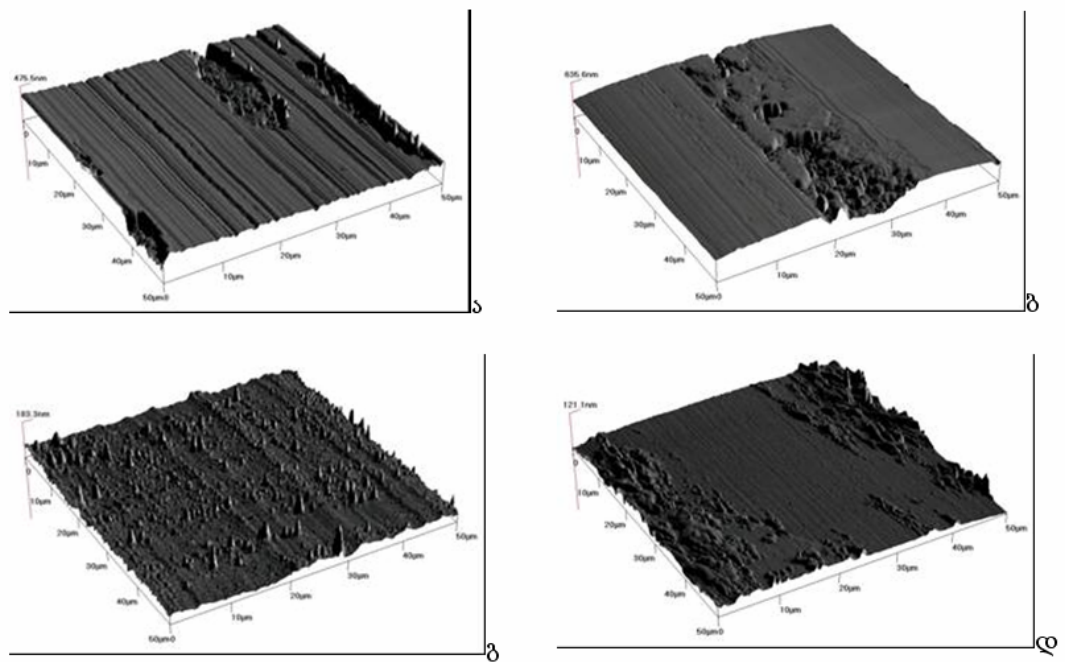
ამასთან, როგორც ნახ.15- და ნახ.16 ჩანს ამ სტადიების ხანგრძლივობა შეიძლება იყოს სხვადასხვა ან რამდენიმე სტადია შეიძლება იყოს გამოტოვებული. სამივე სტადია დამახასიათებელია (1010) ორიენტაციისთვის. დანარჩენ ორიენტაციებზე არის ან ერთი ან ორი სტადია და კატასტროფული ცვეთის უბნის მიღწევას სჭირდება ძალიან დიდი დრო, რაც იმაზე მიუთითებს, რომ საფირონი ძნელად ცვდება.

ნახ. 17-ზე მოცემულია შედარებითი ჰისტოგრამა საფირონის კრისტალის სხვადასხვა ორიენტაციისთვის, რომელიც გვაჩვენებს, რომ ყველაზე ნაკლები ხახუნის კოეფიციენტი კრისტალს აქვს 0001 მიმართულებით.

ნახ. 18-ზე მოყვანილია საფირონის ხახუნის ზედაპირის მდგომარეობა 1010, 0001 სიბრტყეებში და აგრეთვე ლალთან წყვილში. 1010 საკვლევი სიბრტყის გასწვრივ ჩანს დეფექტები, რომლებიც წარმოიქმნენ ხახუნის წყვილის ცვეთის შედეგად. ნახ.15, 16 და 17 ჩანს, რომ კატასტროფულ ცვეთამდე, საფირონი-საფირონი ხახუნის წყვილის დამუშავებისას არ აღინიშნება.



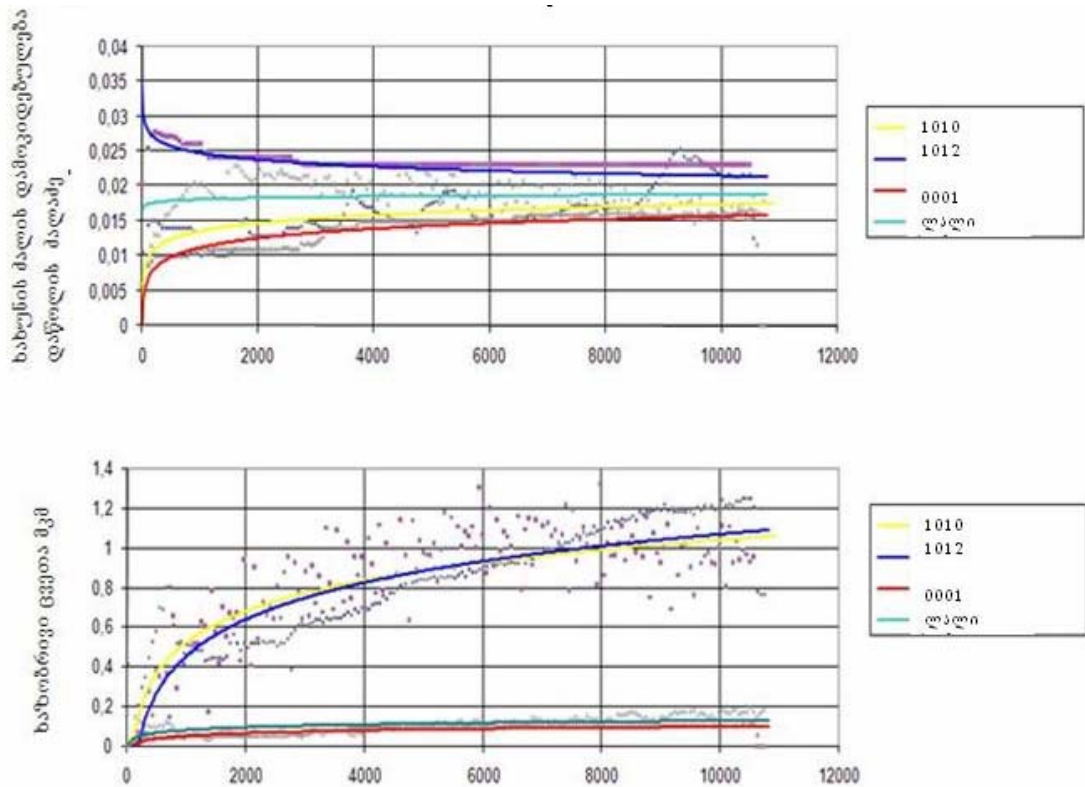
ნახ. 17 ხახუნის კოეფიციენტის შედარებითი ჰისტოგრამა



ნახ. 18 . ზედაპირების ხახუნის ტოპოგრაფია: ა,ბ – ხახუნის წყვილი საფირონი-საფირონი, სიბრტყე 1010(ა,ბ) და (0001)(გ); ხახუნის წყვილი საფირონი-ლალი (დ)

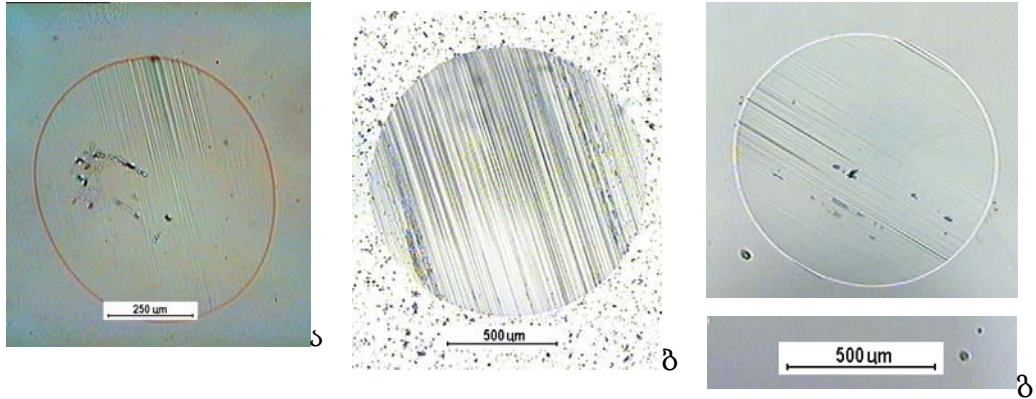
ნახ. 19-დან ნათლად ჩანს, რომ საუკეთესო შედეგები ფიქსირდება საფირონი-საფირონის ხახუნის წყვილის 0001 კრისტალის ორიენტაციისას.

გამოკვლეული იქნა მიჭერის ძალის მიმართულების გავლენა ხახუნის წყვილის მუშაობის უნარიანობაზე. ამისთვის ხდებოდა დისკის შემობრუნება მიჭერის ძალის ხან ერთ ხან მეორე მხარეს 15-20 გრადუსის ფარგლებში.



ნახ. 19 ხახობრივი ცვეთის ცვლილება და ხახუნის ძალის დაწოლის ძალაზე დამოკიდებულება, საფირონისთვის სიბრტყის ორიენტაციის 1018, 1080. 0001 და ლალისთვის.

ნახ.20-ზე მოცემულია გაცვეთილი ზედაპირის შედარებითი სურათები საფირონის კრისტალის 0001 ორიენტაციისთვის და ცირკონიუმის დიოქსიდის ბაზაზე დამზადებული კერამიკისათვის, საიდან ჩანს, რომ ცვეთის ყველაზე ნაკლები სიდიდის ლაქები არის საფირონის ნიმუშებზე.



ნახ. 20 ცვეთის ლაქების ფოტოები დისკებისზედაპირისთვის დამზადებული: საფირონისგან 0001 – ა, 3Y-TZP – ბ, (Y,Ce,Hf)-TZP – გ.

2.3.საფირონის კრისტალის ორიენტაციის გავლენა მის დამუშავებადობაზე
 საფირონის კრისტალის ორიენტაციის გავლენა მის დამუშავებადობაზე შესწავლილი იქნა ნიმუშების ორიენტაციებისთვის 0001, 1010, და 1012.

დპპ პროცესის კინემატიკური პარამეტრები, რომლებიც განსაზღვრავენ სახეხი ქარგოლის დასამუშავებელი ნამზადის მიმართ ფარდობით გადაადგილებას და აგრეთვე სახეხი ქარგოლის მუშა ზედაპირის წერტილების დასამუშავებელი ნიმუშის მიმართ ტრექტორიის სიგრძეს არის: სახეხი ქარგოლის წრიული სიჩქარე $v_{\text{კ}}$ მ/წმ; კასეტის და მასში ჩამაგრებული ნიმუშების ბრუნვის წრიული სიჩქარე $v_{\text{დ}}$ მ/წმ; ტორსული სახეხი ქარგოლის დიამეტრი $D_{\text{ქ}}$ მმ, სახეხი ქარგოლის მუშა ზედაპირის სიგანე $B_{\text{ქ}}$ და l მანძილი კასეტისა და სახეხი ქარგოლის ბრუნვის ღერძებს შორის მანძილი (ნახ .21):

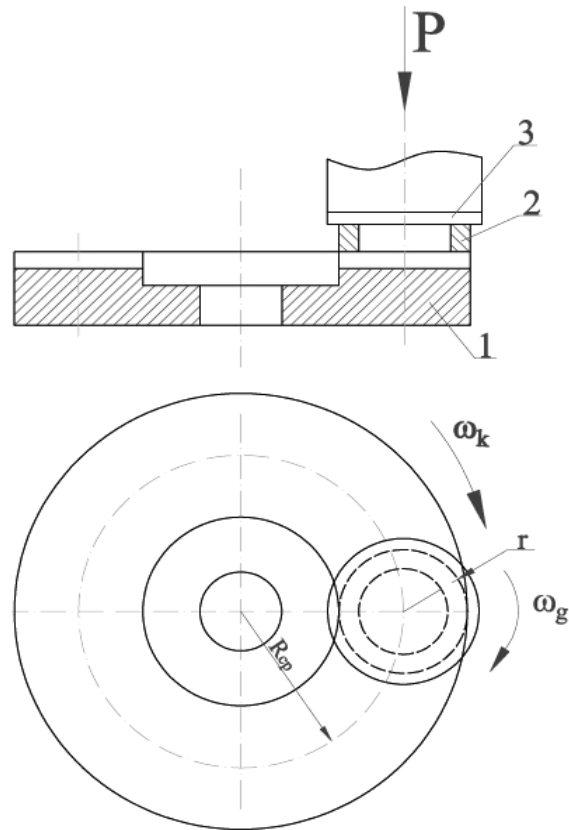
$$l = \frac{D_{\text{ბ}} - B}{2} = R_{\text{საშ}}$$

დამუშავების რეჟიმული პარამეტრები არის ჭრის სიჩქარე $V_{\text{ჭ}}$ მ/წმ და დაწნევა ჭრის ზონაში

$$q = \frac{P_y}{F}$$

სადაც P_y -არის დაწოლის ძალა

$F_{\text{დ}}$ -დასამუშავებელი ზედაპირის ფართი



ნახ. 21 დვხ-ს კინემატიკური სქემა: 1 – ტორსული სახეხი ქარგოლი; 2 დასამუშაებელი დეტალები; 3 – პასიჩა.

$$l = \frac{D_b - B}{2} = R_{\text{საშ}}$$

ჭრის სიჩქარე ნებისმიერ M წერტილისათვის დამოკიდებულია სახეხი ქარგოლის ხაზობრივი სიჩქარეზე V_d კასეტის ბრუნვის ღერძზე, სახეხი ქარგოლისა და დეტალის ბრუნვის სიხშირეთა ფარდობაზე $K_1 = \frac{\omega_d}{\omega_k}$, M წერტილის დაშორებისაგან კასეტის ბრუნვის ცენტრიდან r , სახეხი ქარგოლის მუშა ზედაპირის საშუალო რადიუსის R_{cp} და კუთხისგან φ

$$K_2 = \frac{r}{R_{cp}}$$

ჭრის სიჩქარის ვექტორი M წერტილისათვის შეიძლება განსაზღვრული იქნას შემდეგი ვექტორული გამოსახულებით:

$$\vec{v}_{em} = \vec{v}_k - \vec{v}_d = \vec{\omega}_1 \cdot r - \omega_2 \cdot R,$$

როდესაც ქვისა და კასეტის (ნამზადის) ბრუნვის კუთხური სიჩქარეები, აგრეთვე R და r მუდმივი უცვლელი სიდიდეებია, მაშინ ჭრის სიჩქარე ნ ნებისმიერ M წერტილში φ კუთხის ფუნქციაა $V_{em} = f(\varphi)$ და ჭრის სიჩქარე არის მაქსიმალური, როდესაც $\varphi = 0$ და მინიმალური როდესაც $\varphi = \pi$.

ამგვარად ჭრის სიჩქარის ნაზრდი ტოლია :

$$\Delta V_e = V_{e\max} - V_{e\min} = 2V \cdot \frac{r}{R} \left(1 - \frac{\omega_d}{\omega_k}\right)$$

როდესაც $\omega_k = \omega_d$ ადგილი აქვს სახეხი ქარგოლის და კასეტის მყისიერ შესვლას კონტაქტში ერთმანეთის მიმართ და ჭრის სიჩქარე ქვისა და ნამზადის გადაკვეთის ნებისმიერ წერტილში ერთგვაროვანია.

ჭრაში ერთდროულად მონაწილე მარცვლების მიერ გავლილი მანძილების ტოლობის პირობაა $\frac{\omega_d}{\omega_k} = 0,4 \div 0,7$, მაშინ ჭრის სიჩქარეებისთვის

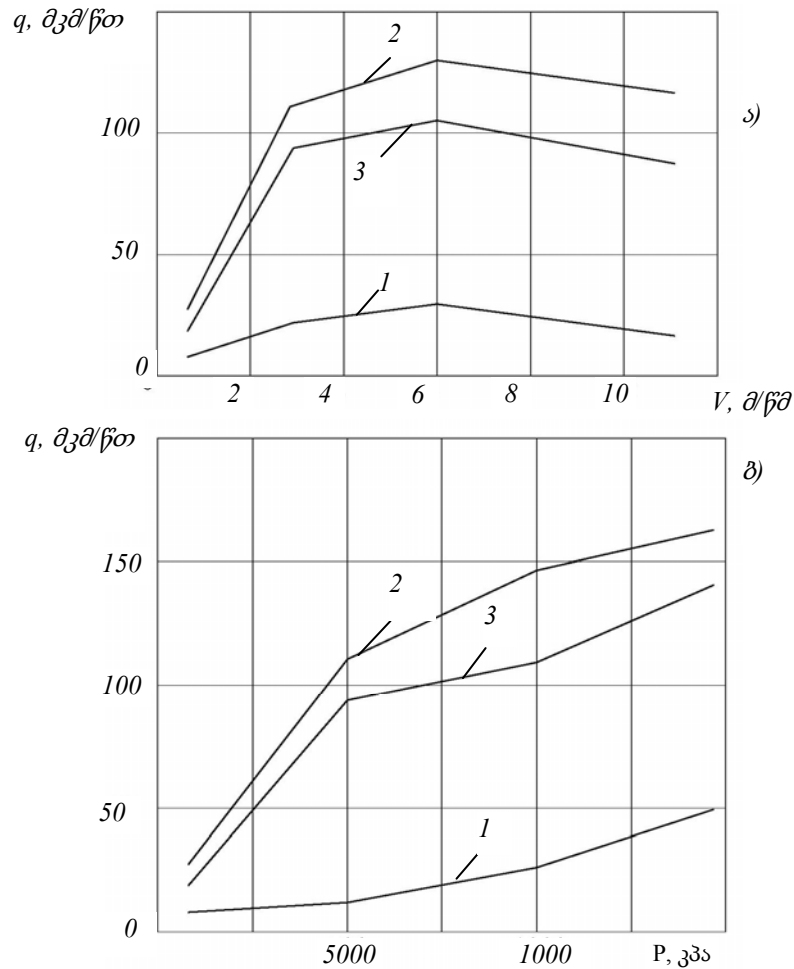
$$0 \leq \Delta V_{em} \leq 1,2V, \text{ ხოლო } \frac{r}{R} = 0,15 \dots 0,5.$$

სამუშაოში ჩატარებული იქნა ჭრის სიჩქარისა და დაწოლის ძალის გავლენის შესწავლა მწარმოებლურობაზე საფირონის დამუშავებისას.

ნახ 23-ა-ზე მოცემულია ჭრის სიჩქარის გავლენა დამუშავების მწარმოებლურობაზე, რომელიც გვაჩვენებს, რომ ჭრის სიჩქარის გაზრდით 6 მ/წმ-მდე დამუშავების მწარმოებლურობა იზრდება, აღწევს მაქსიმუმს და ჭრის სიჩქარის შემდგომი გაზრდით მწარმოებლურობა ოდნავ მცირდება, ამასთან კრისტალის სხვადასხვა ორიენტაციისთვის ეს კანონზომიერება შენარჩუნებულია. ყველაზე უკეთეს შედეგებს მწარმოებლურობის თვალსაზრისით იძლევა საფირონის კრისტალი ორიენტაციით 1010, შემდეგ კრისტალი ორიენტაციით 1012 და ყველაზე ნაკლები მწარმოებლურობით ხასიათდება კრისტალის ორიენტაცია 0001. ამასთან მწარმოებლურობის თანაფარდობები საფირონის კრისტალის სხვადასხვა ორიენტაციისთვის შეადგენს: $q_{0001}/q_{1010} = 0,25 \dots 0,3$ მაშინ როცა $q_{1012}/q_{1010} = 0,75 \dots 1$

წნევის p გავლენის ექსპერიმენტალური შესწავლა q მწარმოებლურობაზე მოცემულია ნახ.23. ბ-ზე. გრაფიკიდან ჩანს, რომ წნევის გაზრდით 500

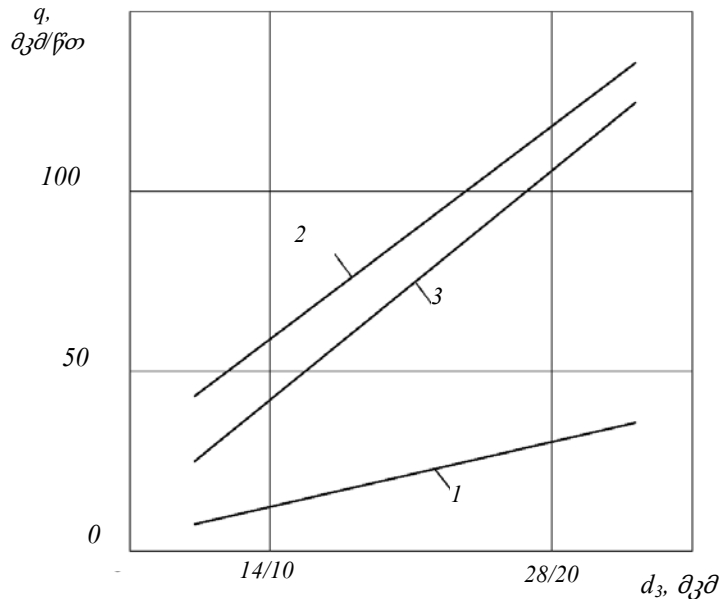
კვა–მდე მწარმოებლურობა ინტენსიურად იზრდება. წნევის შემდგომი გაზრდით მწარმოებლურობა კვლავ იზრდება, ოღონდ ნაკლები ინტენსივობით. ამასთან საფირონის კრისტალის ორიენტაცია მნიშვნელოვან გავლენას ახდენს მწარმოებლურობაზე. ყველაზე მაღალი მწარმოებლურობა დაფიქსირდა 1010 ორიენტაციის კრისტალზე მრუდი 2, შემდეგ 1012 და ყველაზე ნაკლები 0001 ორიენტაციაზე.



ნახ. 23 დამუშავების მწარმოებლურობის დამოკიდებულებას ჭრის რეჟიმებზე. 1–{0001}, 2–{1010}, 3–{1012}. ალმასური ქარგოლი: ACM 28/20, BC-11, 100%. ა) $P = 750$ კპა , ბ) $V = 6$ $\text{მ}^3/\text{წმ}$.

სამუშაოში შესწავლილი იქნა აგრეთვე სახეხი ქარგოლის მახასიათებლების გავლენა საფირონის კრისტალის დამუშავებადობაზე. კერძოდ ალმასური ქარგოლის მარცვლოვანების გავლენა მწარმოებლურობაზე საფირონის კრისტალის დამუშავებისას. (ნახ.24). როგორც

გრაფიკიდან ჩანს ამ დამოკიდებულებას აქვს სწორხაზოვანი ხასიათი. ექსპერიმენტები ჩატარებული იყო ალმასურ ქარგოლზე მარცვლოვანებით 14/10 და 28/20. როგორც გრაფიკიდან ჩანს მარცვლოვანების გაზრდით მწარმოებლურობა იზრდება $\approx 1,5 \div 2,5$ -ჯერ. აქაც ეს ზრდა ყველაზე შესამჩნევია საფირონის კრისტალისთვის ორიენტაციით 1010 და ყველაზე ნაკლები ორიენტაციისთვის 0001.



ნახ. 24 დამუშავების მწარმოებლობის დამოკიდებულება ალმასური ქარგოლის მარცვლოვანებაზე: 1–{0001}, 2–{1010}, 3–{1012}. ალმასური ქარგოლები: ACM 28/20, BC-11, 100%. ACM 14/10, BC-11, 100%. ქრის რეჟიმები: V=6 მ/წმ, P= 750 მპა.

ცხრილი 6 მწარმოებლობის დამოკიდებულება ქრის რეჟიმებზე ორიენტაცია 0001

№ n- n	ალმასური იარაღის მახასიათებლები	საფირონის კრისტალის ორიენტაცია			
		{1010}			
		ძირითადი პარამეტრები			
		q, მკმ/წთ	R _n , მკმ	q, მკმ/წთ	H, მკმ
1	ACM 28/20, MII-TO 100%	180...200	3...3,5	15...20	-
2	ACM 28/20, CK6 100%	280...300	2,5...3	15...20	12...14
3	ACM 28/20, CK6 50%	200...220	2,5...3	15...20	-
4	ACM 28/20, BC-II 100%	110...120	1,3...1, 5	25...30	10...12
5	ACM 14/10, BC-11, 100%	40...45	0,8...1	30...35	8...10
6	ACM 14/10, ორგან. შემკვრ. სპეც. 25%	20...25	0,3...0, 4	30...35	3...5

ცხრილი 7 მწარმოებლურობის დამოკიდებულება ჭრის რეჟიმებზე
ორიენტაცია 1010

№ n-n	ალმასური იარაღის მახასიათებლებ ო	საფირონის კრისტალის ორიენტაცია			
		{1012}			
		ძირითადი პარამეტრები			
		q, მკმ/წთ	R _v , მკმ	t _p %	H, მკმ
1	ACM 28/20, MIII-TO 100%	150...170	3...3,5	15...20	-
2	ACM 28/20, CK6 100%	230...250	2,5...3	15...20	12...14
3	ACM 28/20, CK6 50%	180...200	2,5...3	15...20	-
4	ACM 28/20, BC-II 100%	100...110	0,8...1	25...30	10...12
5	ACM 14/10, BC-11, 100%	35...40	0,6...0,8	30...35	8...10
6	ACM 14/10, ორგან. შემკვრ. სპეც. 25%	15...20	0,3...0,4	30...35	3...5

ცხრილი 8 მწარმოებლურობის დამოკიდებულება ჭრის რეჟიმებზე
ორიენტაცია 1012

№ n-n	ალმასური იარაღის მახასიათებლ ები	საფირონის კრისტალის ორიენტაცია			
		{0001}			
		ძირითადი პარამეტრები			
		q, მკმ/წთ	R _v , მკმ	t _p %	H, მკმ
1	ACM 28/20, MIII-TO 100%	55...60	2,5...3	20...25	-
2	ACM 28/20, CK6 100%	130...150	2...2,5	20...25	8...10
3	ACM 28/20, CK6 50%	120...130	2...2,5	20...25	-
4	ACM 28/20, BC-II 100%	30...35	0,25...0,3	30...35	6...8
5	ACM 14/10, BC-11, 100%	15...20	0,2...0,25	35...40	3...5
6	ACM 14/10, ორგან. შემკვრ. სპეც. 25%	5...8	0,15...0,2	40...45	2...3

აღმასური ქარგოლის კონცენტრაციის გაზრდით 50-დან 100%-მდე დამუშავების მწარმოებლურობა იზრდება მხოლოდ 15÷18%-ით (ცხრილები 6, 7, 8). შედარებითი ექსპერიმენტები ჩატარებული იქნა აღმასური სახეხი ქარგოლებით კერამიკული შემკვრელებით. აქაც ყველაზე ნაკლები მწარმოებლურობა გამოიხატა ორიენტაციისთვის 0001.

შემკვრელის გავლენის დასადგენად დამუშავების მწარმოებლურობაზე გამოყენებული იქნა აღმასური ქარგოლი ლითონური MIII-TO, კერამიკული CK6, ბაკელიტური BC-11 და სპეციალური ორგანული შემკვრელებით. შემკვრელის გვარობის დამოკიდებულება მწარმოებლურობაზე იძლევა შემდეგ სურათს: მაქსიმალური მწარმოებლურობით ხასიათდებიან აღმასური ქარგოლები კერამიკული შემკვრელით CK6, რომლისთვისაც $q=130\div300$ მკმ/წთ. აქვე უნდა აღინიშნოს, რომ კრისტალის ორიენტაციისგან დამოკიდებულებით $q_{0001}/q_{1010}=0,4\div0,5$ ხოლო $q_{1010}/q_{1012}=0,75\div1$. აღმასური იარაღები კერამიკული შემკვრელით გამოირჩევა სტაბილურობით მუშაობის დროს, რაც მთავარია თვითაღესვის უნარით.

აღმასური ქარგოლები ლითონური შემკვრელით ხასიათდება ნაკლები მწარმოებლურობით, ვიდრე კერამიკული შემკვრელით. ასეთი ქარგოლები არ არის სტაბილური მუშაობისას, ადგილი აქვს ქარგოლის გაქონვას და საჭირო ხდება მათი ხშირი აღესვა (3÷4 ციკლის შემდეგ). ამასთან მწარმოებლურობის კოეფიციენტი მცირდება 0,25-მდე.

აღმასური ქარგოლები ორგანული შემკვრელით BC-11 ხასიათდება სტაბილური მუშაობითა და თვითაღესვის უნარით. ამასთან ქარგოლები მარცვლოვანებით 28/20 უკეთეს შედეგებს აჩვენებენ ვიდრე მარცვლოვანებით 14/10. შესაბამისად მწარმოებლურობის მაჩვენებელი არის 0,25÷0,3.

2.4. დამუშავებული ზედაპირის ხარისხი საფირონის სხვადასხვა ორიენტაციის კრისტალების აღმასური ქარგოლებით დამუშავებისას

სამუშაოში აგრეთვე შესწავლილი იქნა ზედაპირის ხარისხი საფირონის სხვადასხვა ორიენტაციის კრისტალების აღმასური ქარგოლებით დამუშა-

ვებისას. კერძოდ შესწავლილი იქნა დამუშავების შემდეგ საფირონის კრისტალზე დარჩენილი უსწორობათა სიმაღლე R_z მკმ, პროფილის ფარდობითი საყრდენი სიგრძე 0,3 დონეზე $t_{p0.3}\%$ და ზედაპირული დეფექტური ფენის სიმაღლე H .

ჭრის რეჟიმების (P,V) შესაძლო გავლენამ ზედაპირის პროფილის საშუალო არეითმეტიკულ გადახრაზე R_z გვაჩვენა, რომ მას აქვს მკვეთრად გამობატული ხასიათი. კერძოდ P და V -ს გაზრდით R_z იზრდება დაახლოებით ერთი კლასის ფარგლებში. კრისტალის ორიენტაციის გავლენა R_z -ზე მნიშვნელოვანია. ყველაზე ნაკლები მნიშვნელობა R_z -ს აქვს 0001 ორიენტაციისთვის, შემდეგ 1012 და ყველაზე მეტი უსწორობა ახასიათებს ორიენტაციას 1010. უსწორობათა კლასში სხვაობა არის $1\pm 1,5$ კლასი.

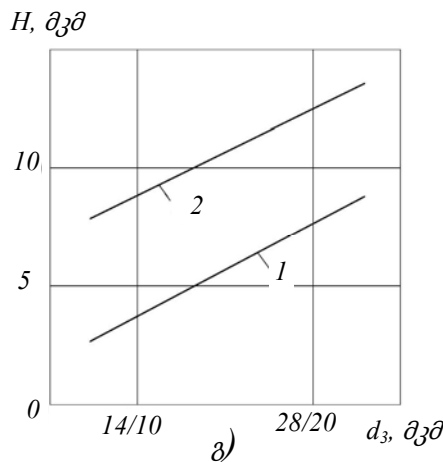
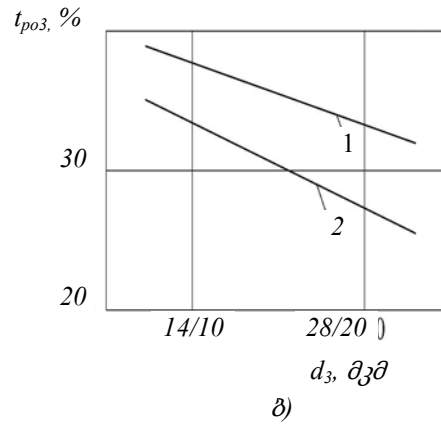
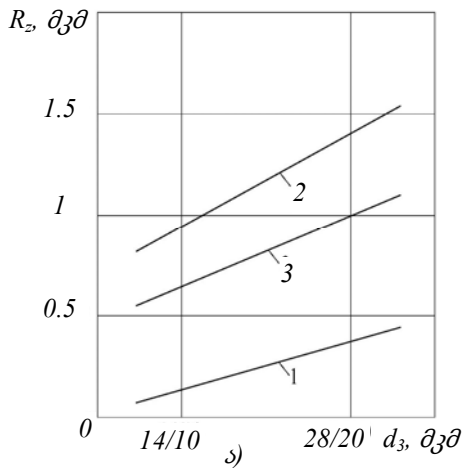
ალმასური ქარგოლის მარცვლოვანება დიდ გავლენას ახდენს R_z -ზე (ნახ. 25 ა). მარცვლოვანების გაზრდით უსწორობათა სიმაღლე R_z იზრდება. ამასთან სიმქისის თვალსაზრისით ყველაზე უკეთეს შედეგებს იძლევა ორიენტაცია 0001 და ყველაზე უარესს 1010. ამ პატამეტრის მიხედვით ყველაზე უკეთეს შედეგს იძლევა ალმასური ქარგოლები ორგანული შემკვრელით (ცხრილი 4-8) და ყველაზე უარესს კი ალმასური ქარგოლები ლითონური შემკვრელით. აქ სხვაობას უსწორობებში აქვს ერთი საფეხურით განსხვავება. ასეთი დამოკიდებულება შენარჩუნებულია საფირონის კრისტალის ყველა ორიენტაციისთვის.

$t_{p0.3}$ და H პარამეტრებზე ჭრის რეჟიმების და ალმასური ქარგოლის კონცენტრაციის გავლენა აჩვენებს, რომ მათი გავლენა უმნიშვნელოა. ამ პარამეტრებზე მნიშვნელოვან გავლენას ახდენს ალმასური ქარგოლის მარცვლოვანება და შემკვრელი (ნახ. 25 ბ და გ).

მარცვლოვანების გაზრდით 14/10-დან 28/20-მდე $t_{p0.3}$ მცირდება. ამასთან უკეთეს შედეგებს აჩვენებს ორიენტაცია 1010 და უარესს 0001. ექსპერიმენტები ჩატარებული იქნა ქარგოლებით ლითონური, კერამიკული და ორგანული შემკვრელებით. ამასთან $t_{p0.3}\%$ -ის მნიშვნელობა ალმასური

ქარგოლების 14/10მარცვლოვანების და ბაკელიტური შემკვრელებით BC-11 გამოყენებისას ორჯერ მეტია (35÷40%) ვიდრე ლითონური MIII-TO და კერამიკული CK6 შემკვრელების გამოყენებისას. ამასთან კრისტალის ორიენტაცია მნიშვნელოვან გავლენას ახდენს $t_{p0.3}$ -ზე. უკეთეს შედეგებს იძლევა საფირონის 0001 ორიენტაცია.

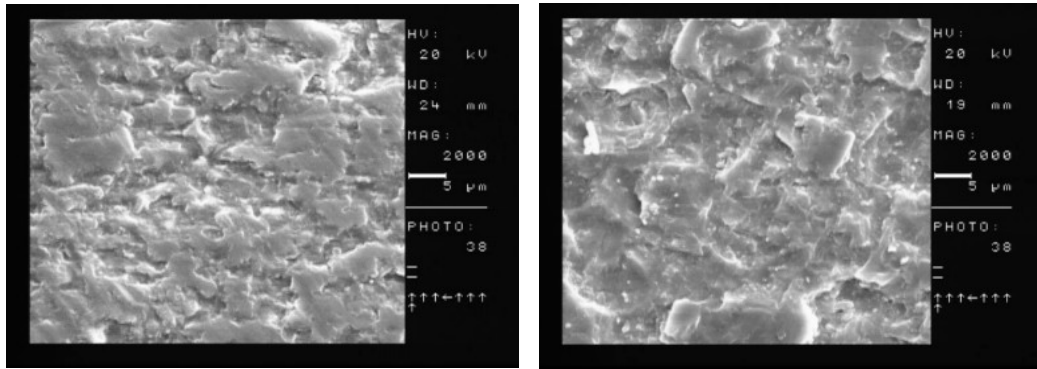
ამგვარად მარცვლოვანების გაზრდით მცირდება $t_{p0.3}$ და იზრდება დარღვეული ზედაპირული ფენის სისქე. მოყვანილი პარამეტრების ასეთი ხასიათი შეიძლება აიხსნას. დიდი მარცვლოვანების შემთხვევაში მეტად ხდება მასალის დისპერგირება და მასალის მყიფე რღვევა. ზედაპირის ფორმირება ხდება ძირითადად ბზარების წარმოქმნის ხარჯზე, რასაც შემდგომ მოსდევს მასალის რღვევა, რაც დამახასიათებელია მყიფე მასალებისთვის (საფირონი). ამის გამო იზრდება R_z და ზედაპირული დარღვეული ფენის სიმაღლე H სიდიდე და მცირდება პროფილის ფარდობითი საყრდენი სიგრძე t_p . ეს კანონზომიერება საერთოა ყველა ორიენტაციისთვის. [48,50,54,55,57,58,59]. ამ პარამეტრების მიხედვით ყველაზე უკეთეს შედეგს ზედაპირის ხარისხის მიხედვით იძლევა ალმასური ქარგოლები ორგანული შემკვრელით BC-11, რომელთათვისაც პროფილის ფარდობითი საყრდენი სიგრძე 1,5-ჯერ მეტია, ხოლო ზედაპირული დეფექტური ფენის სიდიდე კი 3÷5-ჯერ ნაკლები, ვიდრე ალმასური ქარგოლებისთვის კერამიკული და ლითონური შემკვრელებით. საფირონი მიეკუთვნება მყიფე შუშისმაგვარ მასალებს, რომელთა დაუშავებისას მასალაში ხდება მიკრობზარების წარმოშობა და შემდგომ მასალის დისპერგირება. დეფექტური ფენა, რომელიც წარმოიქმნება ამ დროს, გავლენას ახდენს მასალის ფიზიკო მექანიკურ მახასიათებლებზე, კერძოდ სიმტკიცეზე მასალების გაჭიმვისა და კუმშვისას. მრავალი სამუშაო იქნა მიძღვნილი მყიფე და სალი მასალების წარმოქმნისას არსებული მოვლენების შესწავლისადმი [49,51,52,53,56].



ნახ. 25 ზედაპირის ხარისხის დამოკიდებულება ალმასური ქარგოლის მარცვლოვანებაზე: ა) $Rz-d_3$, ბ) $t_{po3}-d_3$, გ) $H-d_3$ 1-{0001}, 2-{1010}, 3-{1012}. ალმასური ქარგოლები: ACM 28/20, BC-11, 100%. ACM 14/10, BC-11, 100%. ჭრის რეჟიმები: $V=6$ მ/წმ, $P=750$ კპა.

საფირონის კრისტალის მორფოლოგიის შესწავლა ხდებოდა მასკანერებელი ელექტრონული მიკროსკოპის საშუალებით. მიკროფოტოები გვაჩვენებს რომ საფირონის კრისტალის კერამიკული და ლითონური შემკვრელებით დამზადებული ქარგოლებით დამუშავებისას მიიღება ხორკლიანი ზედაპირი, რომელზეც ჩანს ჩამონატეხები. ამასთან კერამიკული შემკვრელებით დამზადებული ალმასური ქარგოლებით საფირონის დამუშავებული ზედაპირი უფრო ერთგვაროვანია და მათზე არ ჩანს ღრმა ნაკაწრები. ღრმა ნაკაწრები გამოკვეთილად ჩანს საფირონის ზედაპირზე, რომელიც დამუშავებულია ალმასური ქარგოლებით ლითონური შემკვრელებით (ნახ. 26).

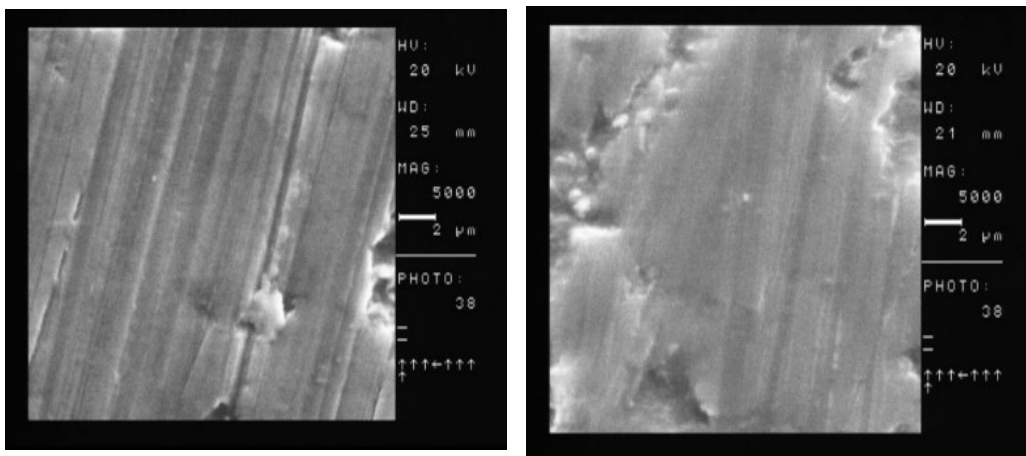
ორგანული შემკვრელებით დამზადებული ალმასური ქარგოლებით დამუშავებისას კი საფირონის ზედაპირზე ჩანს არა მარტო დისპერგირების მცირე რღვევა, არამედ აგრეთვე მასალის ჭრის კვალები-ნაკაწრები.



ა)

ბ)

ნახ. 26 დკზ-ს მეთოდით დამუშავებული საფირონის ექსპერიმენტალური ნიმუშების ზედაპირების მიკროფოტოები: 1010: ა- ალმასური ქარგოლი- ACM 28/20, CK6, 100%, ჭრის რეჟიმები: V=6 მ/წმ, P= 750 კპა. ბ- ალმასური ქარგოლი: – ACM 28/20, MIII-TO 100%, ჭრის რეჟიმები: V=6 მ/წმ, P= 750 კპა.

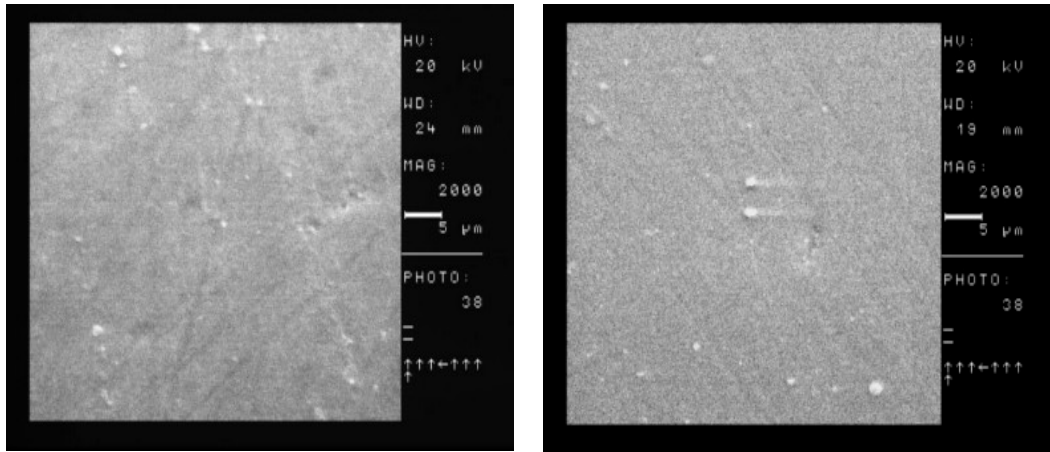


ა)

ბ)

ნახ. 27 დკზ-ს მეთოდით დამუშავებული საფირონის ექსპერიმენტალური ნიმუშების ზედაპირების მიკროფოტოები: ა- ორიენტაცია 0001 ალმასური ქარგოლი- ACM 14/10, BC11, 100%, ჭრის რეჟიმები: V=3მ/წმ, P=750 კპა. ბ- ორიენტაცია 1010 ალმასური ქარგოლი- ACM 14/10, შემკვრელი BC-11 100%, ჭრის რეჟიმები: V=3მ/წმ, P=750 კპა.

ამასთან მყიფე რღვევის და მასალების ჭრის კვალები ზედაპირზე დაბალი პროცენტული რაოდენობითაა. ჭრით დამუშავების ხვედრითი წილი იზრდება დაბალი ჭრის სიჩქარეების (1÷3 მ/წმ) გამოყენებისას (ნახ. 26).



ა)

ბ)

ნახ. 28დპხ-ს მეთოდით დამუშავებული საფირონის ექსპერიმენტალური ნიმუშების ზედაპირების მიკროფოტოები: ა-ორიენტაცია 1010, ბ- 1012. ალმასური ქარგოლი – ACM 14/10, ორგანული შემკვრელი სპეც., 50 % ჭრის რეჟიმები: V=1მ/წმ, P=750 კპა.

მიღებული შედეგები ადასტურებს, რომ საფირონის დამუშავებისას ადგილი აქვს პლასტიკურ დეფორმაციას და რომ შესაძლებელია მიღებული იქნას ზედაპირები დეფექტების გარეშე, რასაც ადასტურებს დარღვეული (დეფექტური) ფენის H სიმაღლე.

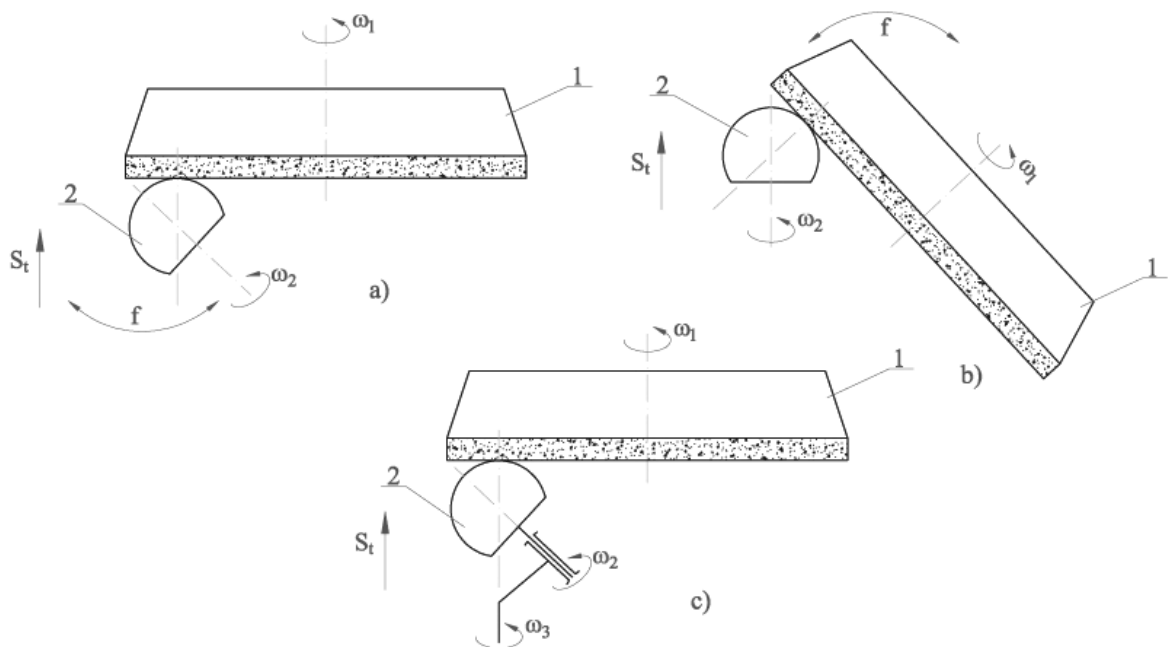
დპხ მეთოდით დამუშავებული საფირონის ექსპერიმენტალური ნიმუშების ზედაპირების მიკროფოტოები იხილეთ დანართში.

2.5. არასრული სფერული ზედაპირის მექანიკური დამუშავების მეთოდების შემუშავება

საფირონის სფერული ზედაპირების დამუშავების ტექნოლოგიური პროცესების სრულყოფა არის აქტუალური პრობლემა. ტექნოლოგიური ოპერაციების კრიტერიუმები, როგორცაა მწარმოებლურობა, დამუშავებული ზედაპირის სიზუსტე და ხარისხი განსაზღვრავენ დამუშავების მეთოდის გამოყენების სფეროს და მის უპირატესობას.

არასრული სფერული ზედაპირების დღეისათვის გამოყენებული აბრაზიული დამუშავების მეთოდებია: ხეხვა სახეხი ქარგოლის ტორსული ზედაპირით, ხეხვა სახეხი ქარგოლის პერიფერიით, ხეხვა ან დაყვანა რგოლური იარაღის გამოყენებით და დაყვანა მოყვანილი იარაღებით.

ნახ.29-ზე მოცემულია არასრული სფერული ზედაპირების დამუშავების სქემები ალმასური ქარგოლების ტორსული ზედაპირით. ალმასური სახეხი ქარგოლი 1 ბრუნავს ω_1 კუთხური სიჩქარით. დასამუშავებელი ნამზადი 2 აგრეთვე ბრუნავს ω_2 კუთხური სიჩქარით. ამასთან სფერული ზედაპირის მოღებისათვის ნამზადი ან მჭრელი იარაღი ასრულებს მოქანავე მოძრაობას სიხშირით f დეტალის სფეროს O ცენტრის გარშემო (ნახ.29. ა, ბ). ამ დროს სახეხი ქარგოლის და დეტალის ბრუნვის ღერძები მდებარეობენ ერთ სიბრტყეში, კერძოდ სახეხი ქარგოლის მუშა ზედაპირის პერპენდიკულარულ სიბრტყეში. საჭირო ნამატის მოსაჭრელად დეტალი 2 ასრულებს მიწოდებას სიღრმეზე S .

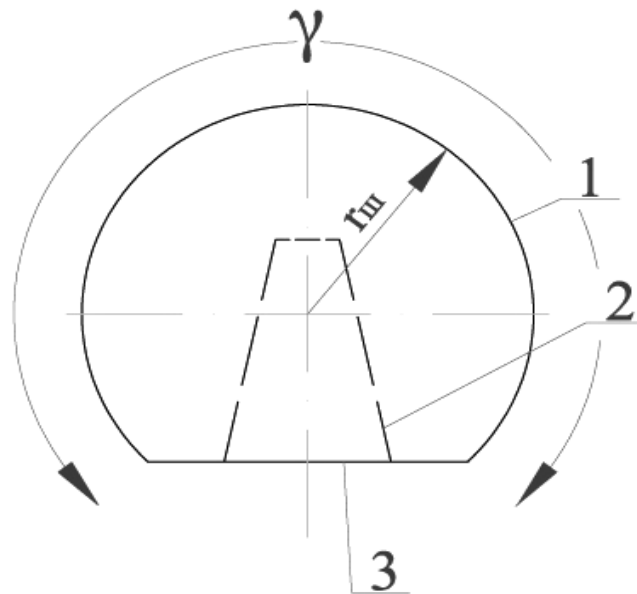


ნახ. 29 არასრული სფერული ზედაპირების ფორმაწარმოქმნის სქემები ტორსული სახეხი ქარგოლით. 1 – ალმასური სახეხი ქარგოლი 2 – დასამუშავებელი დეტალი – არასრული სფერო; ა) სფეროს O ცენტრის მიმართ დეტალის რხევით; ბ) სფეროს O ცენტრის მიმართ ალმასური ქარგოლის რხევით გ) დეტალის ორმაგი ბრუნვით.

29, გ ფიგურაზე მოცემულია სფერული ზედაპირის ხეხვის სქემა, სადაც დეტალი 2 ასრულებს ორმაგ ბრუნვით მოძრაობას ω_1 და ω_3 კუთხური სიჩქარეებით.

ჩვენს მიერ შემუშავებული იქნა ენდოპროთეზების არასრული სფერული ზედაპირის დამუშავების რამოდენიმე ვარიანტი.

საფირონის თავაკი, როგორც ნაკეთობა წარმოადგენს არასრულ სფეროს. კვლევის იდეა მდგომარეობს არასრული სფერული ზედაპირის დამუშავების მეთოდის შექმნაში საფირონის ფიზიკო-მექანიკური თვისებებისა და მისი ძნელადდამუშავებადობის მხედველობაში მიღებით. ნახ. 30-ზე 1 არის სფერული ზედაპირი, 2 კონუსური ჩასასმელი ნახვრეტი, 3- არასრული სფეროს ტორსი, r_{III} სფეროს რადიუსი და γ სფერული ზედაპირის სეგმენტის კუთხე. სფერული ზედაპირის მასალა არის სამედიცინო დანიშნულების საფირონის მონოკრისტალი.

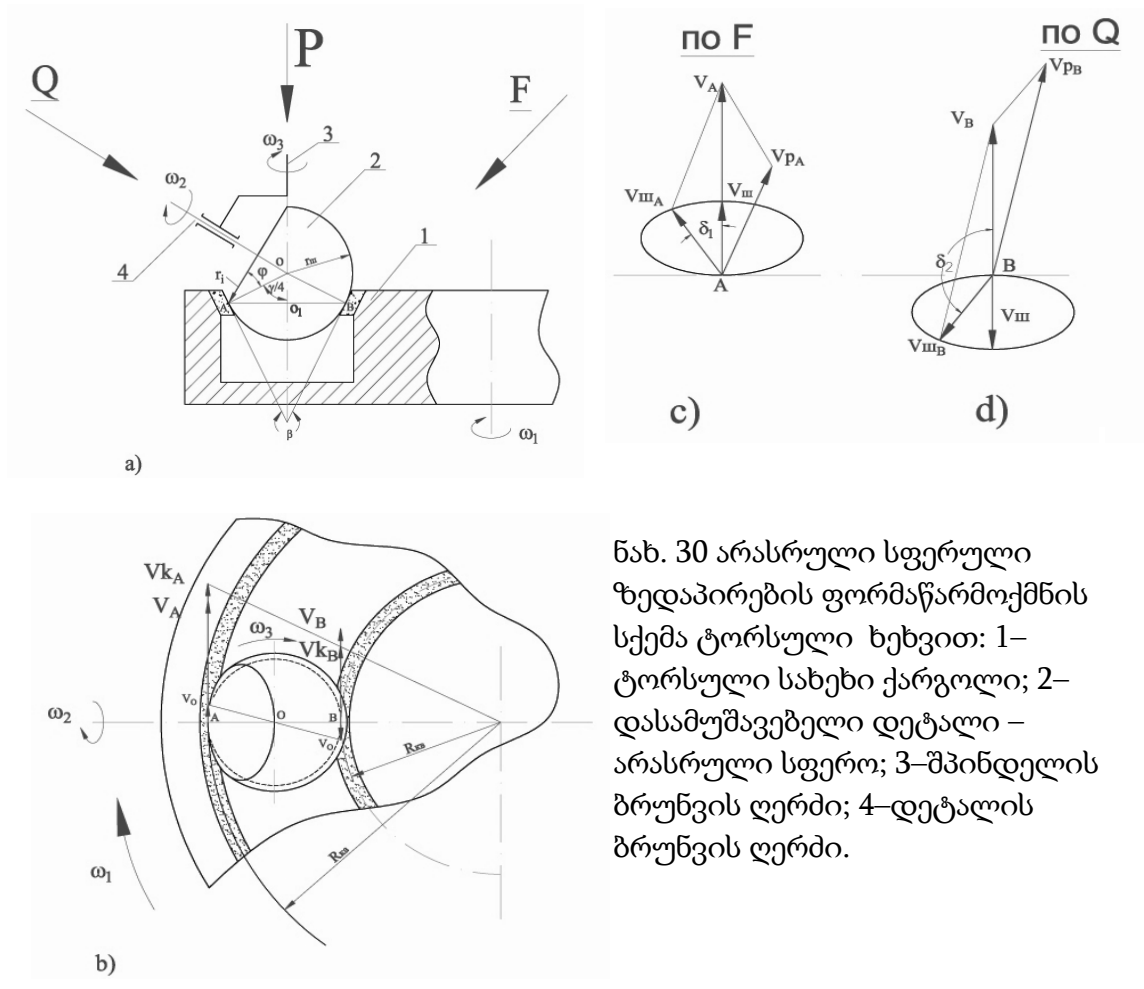


ნახ. 30 საფირონის სფერული თავაკი: 1 – სფერული ზედაპირი; 2 – კონუსური ჩასასმელი ნახვრეტი; 3 – არასრული სფეროს ტორსი; r_{III} – სფეროს რადიუსი; γ – სფერული ზედაპირის სეგმენტის კუთხე.

ერთ-ერთი ვარიანტი არასრული აფერული ზედაპირის დამუშავებისა მოცემული ნახ. 31-ზე. სადაც მჭრელი იარაღი არის ტორსული აღმასური სახეხი ქარგოლი ორი კონცენტრული აღმასის შემცველი ფენით, რომლის მჭრელი ზედაპირებია შიგა (A წერტილი) და გარე (B წერტილი) გადაჭრილი კონუსები. სახეხი ქარგოლი ასრულებს

ბრუნვით მოძრაობას ω_1 კუთხური სიჩქარით. დასამუშავებელი ნამზადი-სფერო ასრულებს ორმაგ ბრუნვით მოძრაობას ბრუნვას თავისი 4 ღერძის გარშემო და ბრუნვას ω_2 კუთხური სიჩქარით 3 ღერძის გარშემო. რომელიც არის დეტალის შპინდელის ღერძი. კუთხური სიჩქარეების მიმართულებები არის ერთნაირი. დასამუშავებელი ნამზადი (2) ეჭირება სახეხი ქარგოლის ზედაპირს ორ A და B წერტილებში ზამზარული P ძალის საშუალებით, სახეხი იარაღის მჭრელი ზედაპირები ღერძულ კვეთში წარმოქმნიან პრიზმას კუთხით

$$\beta = \pi - \frac{\gamma}{2} \quad (1)$$



ნახ. 30 არასრული სფერული ზედაპირების ფორმაწარმოქმნის სქემა ტორსული ხეხვით: 1- ტორსული სახეხი ქარგოლი; 2- დასამუშავებელი დეტალი - არასრული სფერო; 3-შპინდელის ბრუნვის ღერძი; 4-დეტალის ბრუნვის ღერძი.

სადაც γ არის სფერული ზედაპირის სეგმენტის კუთხე

β კუთხის ბისექტრისა გადის სფეროს O ცენტრში და ემთხვევა დეტალის შპინდელის ბრუნვის 3 ღერძს .

აღნიშნული სქემის ნაკლს წარმოადგენს სახეხი ქარგოლის დამზადების და მისი ალესვის სირთულე და აგრეთვე A და B წერტილებში სიჩქარეთა სხვადასხვაობის გამო ადგილი აქვს სახეხი ქარგოლის არათანაბარ ცვეთას. ამ მოვლენის შესამცირებლად და საზოგადოდ თავიდან ასაცილებლად საჭიროა A და B წერტილებში დამუშავების პირობების გათანაბრება, რისთვისაც საჭიროა ამ წერტილებში ჭრის სიჩქარეებისა და მოქმედი ძალების გათანაბრება.

ჭრის სიჩქარის მიხედვით დამუშავების პირობების გათანაბრება გულისხმობს სიჩქარეების მაქსიმალური სიდიდეების გათანაბრებას და ამ ორ ზონაში მათი ცვლილებების კანონზომიერებების იდენტურობას.

ჭრის სიჩქარეები არასრული სფერული ზედაპირების ხეხვისას მოცემულია 31 c და d ნახაზებზე.

A და B წერტილებში რეზულტირებული P_{PA} და P_{PB} ჭრის სიჩქარეების გაგებისათვის განვსაზღვროთ სიჩქარეები ω_1 , ω_2 და ω_3 კუთხური სიჩქარეებით ბრუნვისას.

სახეხი ქარგოლის წრფივი სიჩქარე A წერტილში ტოლია

$$V_{KA} = R_{KA} \cdot \omega_1 \quad (1)$$

სადაც R_{ka} სახეხი ქარგოლის მუშა ზედაპირის რადიუსი A წერტილში.

დეტალის წრფივი სიჩქარე A წერტილში მისი ω_3 კუთხური სიჩქარით ბრუნვისას ტოლია (ნახ.31 a)

$$V_O = OA_1 \cdot \omega_3 = r_{III} \sin \frac{\gamma}{4} \omega_3 \quad (2)$$

ამ ორი მოძრაობის რეზულტირებული სიჩქარე A წერტილში ტოლი იქნება

$$V_{KA} = V_A - V_O \quad (3)$$

(1) და (2) გამოსახულებები შევიტანოთ (3) ში მივიღებთ

$$V_A = V_{KA} - V_O = R_{KA} \cdot \omega_1 - r_{III} \sin \frac{\gamma}{4} \omega_3 \quad (4)$$

რეზულტირებული სიჩქარე B წერტილში იქნება

$$V_{KB} = R_{KB} \cdot \omega_1 \quad (5)$$

სადაც R_{KB} არის საახეხი ქარგოლის მუშა ზედაპირის რადიუსი B წერტილში და იგი შეიძლება ნახ. 31.ა ნახაზიდან განისაზღვროს

$$V_{KB} = R_{KA} - 2 r_{III} \sin \frac{\gamma}{4} \omega_3 \quad (6)$$

(5) და (6) გამოსახულებებიდან შეგვიძლია დავწეროთ

$$V_{KB} = (R_{KA} - 2 r_{III} \sin \frac{\gamma}{4}) \omega_1 \quad (7)$$

დეტალის ხაზოვანი სიჩქარე B წერტილში გამოწვეული მისი ω_3 კუთხური სიჩქარით ბრუნვისას ტოლი იქნება

$$V_O = O_1B \cdot \omega_3 = r_{III} \sin \frac{\gamma}{4} \omega_3 \quad (8)$$

ω_1 და ω_3 სიჩქარეებით ბრუნვით მიღებული რეზულტირებული სიჩქარე ტოლი იქნება

$$V_B = V_{KB} - V_O \quad (9)$$

(7) და (8) გამოსახულებების მხედველობაში მიღებით შეგვიძლია დავწეროთ

$$V_B = V_{KB} - V_O = (R_{KA} - 2 r_{III} \sin \frac{\gamma}{4}) \omega_1 + r_{III} \sin \frac{\gamma}{4} \omega_3 \quad (10)$$

ჭრის სიჩქარის ვექტორი A წერტილში არის V_A და $V_{III A}$ (ნახ. 31.c) ვექტორების სხვაობა

$$V_{RA} = V_A - V_{III A} \quad (11)$$

ასევე ჭრის სიჩქარის ვექტორი B წერტილში არის სხვაობა V_B და $V_{III B}$ ვექტორების (ნახ. 31.d)

$$V_{RB} = V_B - V_{III B} \quad (12)$$

კუთხური სიჩქარე დეტალის წერტილისა A წერტილში ბრუნვისას კუთხური სიჩქარით ω_2 ტოლია

$$V_{RB} = r_i \omega_2 \quad (13)$$

სადაც r_i არის დეტალის წერტილის მიმდინარე რადიუსი A წერტილში 4 ღერძის მიმართ, რომელიც ბრუნავს ω_2 კუთხური სიჩქარით (ნახ.31.a).

ნახ.31.a-ზე მოცემულია დამუშავებული დეტალის მდებარეობა დამუშავების დასაწყისში. როგორც ნახაზიდან ჩანს B წერტილში არის არასრული სფერის წვერო, ამიტომ ამ პოზიციაში სიჩქარე $V_{IIB}=0$. კასეტის 3 ღერძის მობრუნებისას 180° -ით დეტალი იცვლის მდებარეობას ანუ A და B წერტილები ცვლიან ერთმანეთს და შესაბამისად $V_{IIIA} =0$ და $V_{IIIB} = r_i \omega_2$.

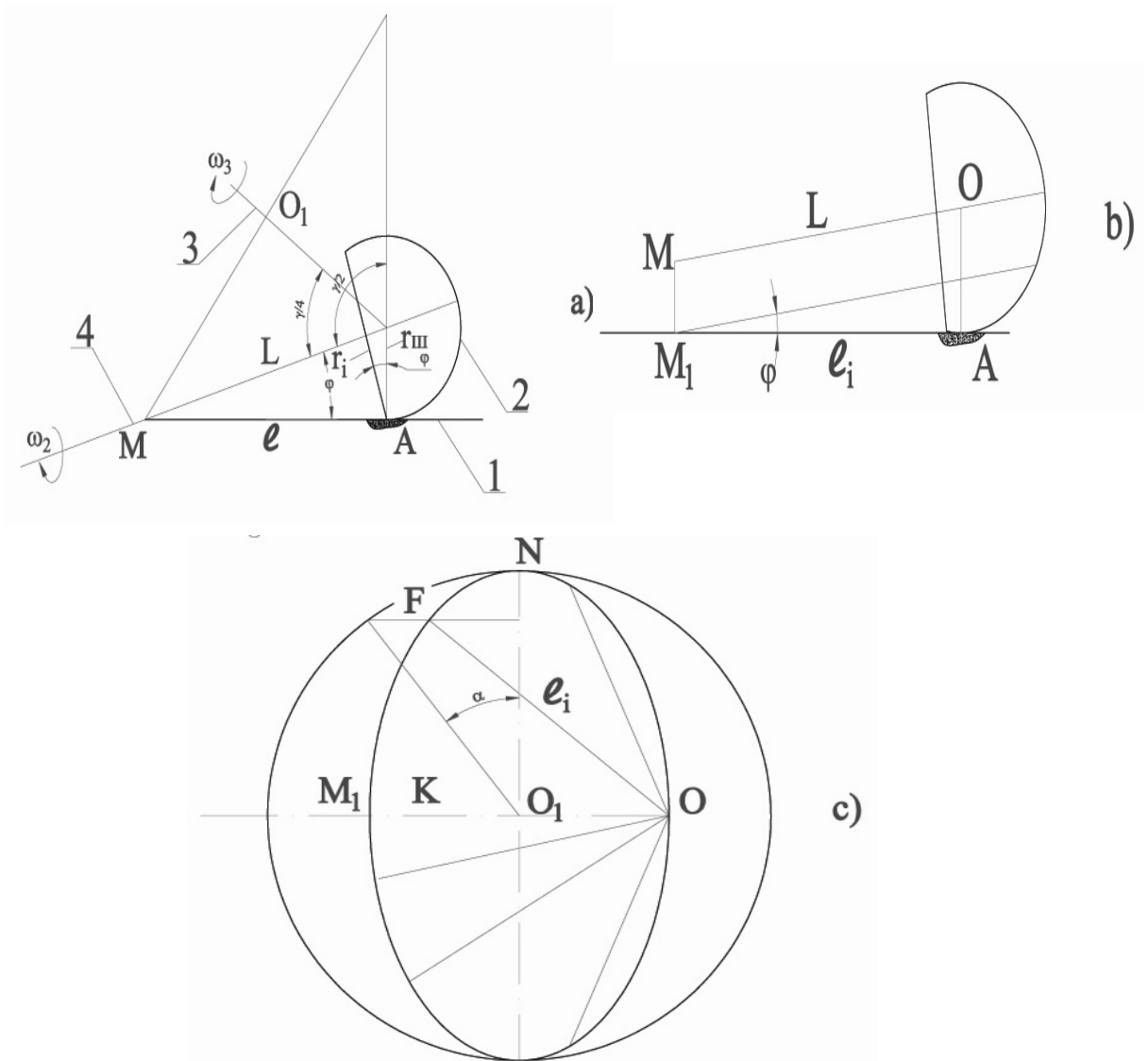
დეტალის მიმდინარე რადიუსი r_i ერთი ციკლის განმავლობაში 4 ღერძის მობრუნებისას 3 ღერძის მიმართ 180° -ზე იცვლება $0 \leq r_i \leq r_{III}$. ამგვარად დეტალის სფერული ზედაპირის სრული აღწერისთვის ერთი ციკლის განმავლობაში იგი ასრულებს ერთ ბრუნს 4 ღერძის გარშემო, 4 ღერძის 3 ღერძის მიმართ მობრუნების დროს ნახევარ ბრუნზე ე.ი. 180° -ზე, ამგვარად ამ პირობებში დეტალის სფერული ზედაპირი აღიწერება ორჯერ. აქედან გამომდინარე შეგვიძლია დავწეროთ ω_2 და ω_3 კუთხურ სიჩქარეებს შორის დამოკიდებულება.

$$\omega_2 = 2\omega_3 \quad (14)$$

დეტალის წერტილის მიმდინარე რადიუსის აღწერისთვის განვიხილოთ ზონა მაგალითად A წერტილის მიმართ (ნახ.32). ნახ 32-ზე 1 არის ჭრის ზონის A წერტილში წარმოსახვითი მხები სიბრტყე ერთდროულად დასამუშავებელი დეტალისა და მჭრელი იარაღისა. 3 არის კასეტის შპინდელის ბრუნვის ღერძი, 4-დეტალის ბრუნვის ღერძი. 4 ღერძი 3 ღერძის მიმართ ბრუნვისას სივრცეში აღწერს კონუსურ ზედაპირს, რომლის წვერო არის სფეროს ცენტრში O და რომლის ფუძის რადიუსია MO_1 და სიმაღლე OO_1 , კონუსის კუთხე ტოლის $\gamma/2$.

ამგვარად ღერძი 4, როგორც AM –ის მონაკვეთი სიგრძით L, წარმოადგენს კონუსური ზედაპირის შემქმნელს. კონუსური ზედაპირის მოგორებისას 4 ღერძის მიერ იცვლება მისი დახრის კუთხე მჭრელი იარაღის 1 ზედაპირის მიმართ (ნახ.32 ბ).

დეტალის წერტილის მიმდინარე რადიუსი 4 ღერძის მიმართ განისაზღვრება ნახ.32 ა–დან.



ნახ. 31 ჭრის სიჩქარე არასრული სფერული ზედაპირების ფორმაწარმოქმნის მოკიდული სიძიმისთვის

$$r_i = r_{III} \cos \varphi \quad (15)$$

ნახ.31,ბ–დან შეგვიძლია განვსაზღვროთ კუთხე φ

$$\cos \varphi = AM_1 / OM \quad (16)$$

სადაც OM არის კონუსური ზედაპირის შექმნილი L სიგრძით. AM₁ არის OM მონაკვეთის პროექცია 1 სიბრტყეზე l₁ სიგრძით, მაშინ

$$\cos\varphi = l_1 / L \quad (17)$$

კონუსური ზედაპირის სიგრძე ტოლია

$$L = \frac{r_{III}}{\cos\varphi} = \frac{r_{III}}{\sin \frac{\gamma - \pi}{2}} \quad (18)$$

l₁-ის მიმდინარე მნიშვნელობის განსაზღვრისათვის განვიხილოთ ნახ.32 გ. იგი არის კონუსური ზედაპირის პროექცია 1 სიბრტყეზე. კონუსის ფუძე გარდაიქმნება ელიფსად რომლის ნახევარღერძებია a=O₁M და b=OO₁. l₁-ის მიმდინარე მნიშვნელობა განსაზღვრდება ΔOFK-დან შემდეგნაირად

$$l_1 = \sqrt{FK^2 + OK^2} = \sqrt{a^2 \cos^2 \alpha + b^2 (1 + \sin \alpha)^2} \quad (19)$$

სადაც α არის 4ღერძის 3 ღერძის მიმართ მობრუნების კუთხე, მისი ω₃ კუთხური სიჩქარით ბრუნვისას თავის მხრივ ნახევარღერძი a განისაზღვრება ΔO O₁M-დან ნახ.31 ა.

$$a = L \sin \frac{\gamma}{4} \quad (20)$$

ჩავსვათ (18) გამოსახულება (20)-ში და მივიღებთ

$$a = r_{III} \frac{\sin \frac{\gamma}{4}}{\sin \frac{\gamma - \pi}{2}} \quad (21)$$

ნახევარღერძი b განისაზღვრება ΔOAM-დან ნახ.32 ა.

$$b = \frac{1}{2} \frac{r_{III}}{\operatorname{tg} \frac{\gamma - \pi}{2}} \quad (22)$$

ჩავსვათ (21) გამოსახულება (19)-ში და მივიღებთ

$$\begin{aligned} l_1 &= \sqrt{r_{III}^2 \frac{\sin^2 \frac{\gamma}{4}}{\sin^2 \frac{\gamma - \pi}{2}} \cos^2 \alpha + \frac{r_{III}^2}{4} \frac{(1 + \sin \alpha)^2}{\operatorname{tg}^2 \frac{\gamma - \pi}{2}}} \\ &= \frac{r_{III}}{\sin \frac{\gamma - \pi}{2}} \sqrt{\sin^2 \frac{\gamma}{4} \cos^2 \alpha + \frac{1}{4} \cos^2 \alpha \frac{\gamma - \pi}{2} (1 + \sin \alpha)^2} \quad (23) \end{aligned}$$

ჩავსვათ (18) და (23) გამოსახულება (17)-ში და შეიძლება განვსაზღვროთ φ კუთხე

$$\cos \varphi = \sqrt{\sin^2 \frac{\gamma}{4} \cos^2 \alpha + \frac{1}{4} \sin^2 \frac{\alpha}{2} (1 + \sin \alpha)^2} \quad (24)$$

ამგვარად დეტალის ზედაპირის რადიუსის მიმდინარე მნიშვნელობა განისაზღვრება (24)-ის (15) გამოსახულებაში ჩასმით

$$r_i = r_{III} \sqrt{\sin^2 \frac{\gamma}{4} \cos^2 \alpha + \frac{1}{4} \sin^2 \frac{\alpha}{2} (1 + \sin \alpha)^2} \quad (25)$$

შესაბამისად დეტალის წერტილის სიჩქარე მისი ბრუნვის ω_2 კუთხური სიჩქარით (12) და (25) გამოსახულების მიხედვით არის

$$V_{III} = \omega_2 r_{III} \sqrt{\sin^2 \frac{\gamma}{4} \cos^2 \alpha + \frac{1}{4} \sin^2 \frac{\alpha}{2} (1 + \sin \alpha)^2} \quad (26)$$

(17), (24), (25) და (26) გამოსახულებების ანალიზი გვაჩვენებს, რომ ერთი ციკლის განმავლობაში l , φ , r და V_{III} -ს ცვლილებების კანონზომიერებები ერთნაირია, სიჩქარე V_{III} (ნახ. 30 გ და დ) იცვლება ზღვრებში $0 \leq V_{III} \leq r_{III} \omega_2$ როდესაც $0 \leq r_i \leq r_{III}$.

განვსაზღვრეთ რა ორივე შემდგენელი V_{III} და V_A შეიძლება განისაზღვროს რეზულტატური წრის სიჩქარე A და B ზონებში ნახ. 27 გ-დან

$$V_{PA} = \sqrt{V_A^2 + V_{III}^2 - 2V_A V_{III} \cos \delta_1} \quad (27)$$

სადაც δ_1 არის კუთხე V_{III} და V_A ვექტორებს შორის და იგი არის ზღვრებში $0 \leq \delta_1 \leq \frac{\pi}{2}$.

მაქსიმალურ მნიშვნელობას V_{PA} აღწევს როდესაც $\cos \delta_1 = 0$ და შესაბამისად როდესაც $\delta_1 = \frac{\pi}{2}$

ამასთან $V_{III} = 0$ რადგან $r_i = 0$ შესაბამისად (4) და (27) გამოსახულებებიდან

$$V_{PA \max} = V_A = R_{K1} \omega_1 - r_{III} \sin \frac{\gamma}{4} \omega_3 \quad (28)$$

B წერტილში ანალოგიური მსჯელობით

$$V_{PB} = \sqrt{V_B^2 + V_{III B}^2 - 2V_B V_{III B} \cos \delta_2} \quad (29)$$

სადაც δ_2 არის კუთხე $V_{III B}$ და V_B ვექტორებს შორის და იგი არის ზღვრებში $\frac{\pi}{2} \leq \delta_2 \leq \pi$.

V_{PB} მახსიმალური მნიშვნელობას იძენს როდესაც $\delta_2 = 1$ და შესაბამისად $\delta_2 = \pi$ ამ დროს გვაქვს

$$V_{III B} = r_{III} \sin \frac{\gamma}{2} \omega_2 \quad (30)$$

შესაბამისად (30) და (29) გამოსახულებებიდან ვიღებთ

$$V_{PB \max} = V_B + V_{III B} = V_B + r_{III} \sin \frac{\gamma}{4} \omega_2 \quad (31)$$

(9) გამოსახულების მხედველობაში მიღებით შეგვიძლია დავწეროთ

$$V_{PB \max} = R_{K1} \omega_1 - 2r_{III} \sin \frac{\gamma}{4} \omega_1 + r_{III} \sin \frac{\gamma}{4} \omega_3 + r_{III} \sin \frac{\gamma}{2} \omega_2 \quad (31)$$

როგორც ზემოთ იყო აღნიშნული დამუშავების პირობების თანაბრობა A და B წერტილებში გულისხმობს ჭრის სიჩქარეების მაქსიმალური მნიშვნელობების გათანაბრებას

$$V_{PA \max} = V_{PB \max} \quad (33)$$

(28) და (32) გამოსახულებების (30)–ში ჩასმით მივიღებთ

$$R_{K1} \omega_1 - r_{III} \sin \frac{\gamma}{4} \omega_3 = R_{K1} \omega_1 - 2r_{III} \sin \frac{\gamma}{4} \omega_1 + r_{III} \sin \frac{\gamma}{4} \omega_3 + r_{III} \sin \frac{\gamma}{2} \omega_2 \quad (34)$$

(34) გამოსახულების გამარტივებით ვიღებთ

$$\omega_1 - \omega_3 - \omega_2 \cos \frac{\gamma}{4} = 0 \quad (35)$$

თუ მხედველობაში მივიღებთ (14) გამოსახულებას კუთხურ სიჩქარეებს შორის დამოკიდებულება იქნება

$$\frac{\omega_2}{\omega_3} = 2 \quad (36)$$

ასევე შეგვიძლია განვსაზღვროთ ω_3 და ω_1 სიჩქარეებს შორის დამოკიდებულება

$$\frac{\omega_3}{\omega_1} = \frac{1}{1 + 2 \cos \frac{\gamma}{4}} \quad (37)$$

ამგვარად მოცემული სქემით არასრული სფერული ზედაპირის დამუშავებისას დამუშავების პირობები გათანაბრებისთვის უნდა დავიცვათ (36) და (37) გამოსახულებები.

მიჭერის ძალა. ორ ზონაში დამუშავების პირობების თანაბრობა მიჭერის ძალის მიხედვით მიიღწევა დასამუშავებელი დეტალის სახეხი ქარგოლის მიმართ მდებარეობით (ნახ 33). ზამზარული P მიჭერის ძალა გადის O ცენტრში და იგი ემთხვევა β კუთხის ბისექტრისას და ამგვარად გადის A და B წერტილებიდან თანაბარ მანძილზე. გადის A და B წერტილებში იქმნება P/2 ძალა, რომელიც თავის მხრივ იყოფა ნორმალურ P_N და ტანგენციალურ P_τ ძალებად.

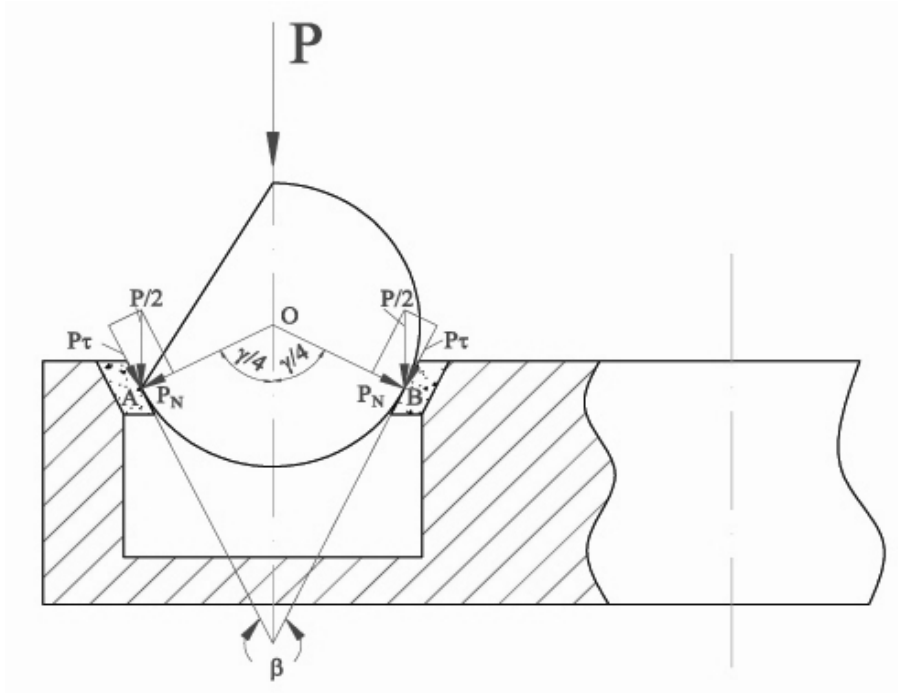
$$P_N = \frac{P}{2} \cdot \cos \frac{\gamma}{4},$$

$$P_\tau = \frac{P}{2} \cdot \sin \frac{\gamma}{4}$$

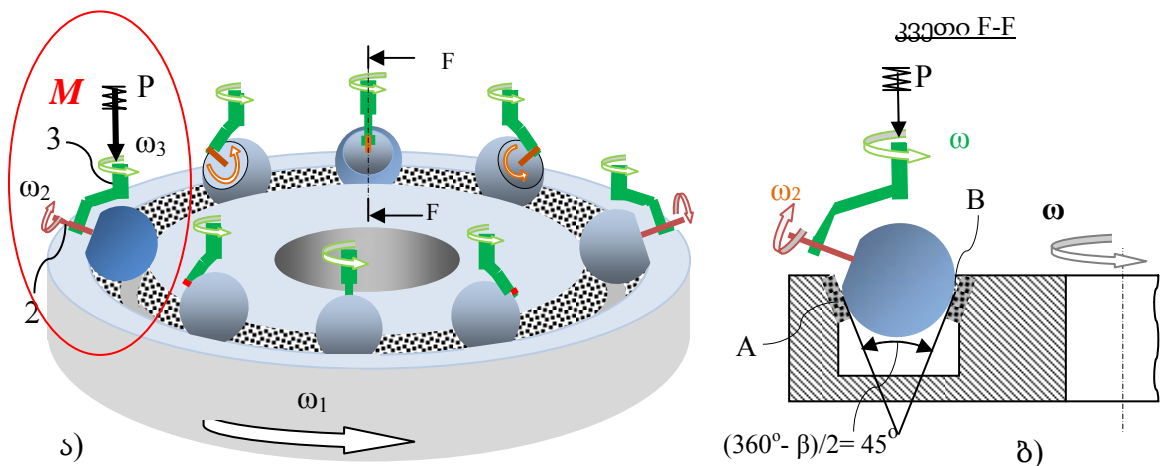
დამუშავების პირობების თანაფარდობა დამოკიდებულია ჭრის სიჩქარეების თანაფარდობაზე, მჭრელი იარაღის მუშა ნაწილის ზედაპირის სიზუსტეზე, ჩსდი სისტემის სიხისტის და ვიბრაციაზე, ნამატის თანაბარ განაწილებაზე ნამზადებზე, სითხის თანაბარ მიწოდებაზე და სხვა.

ერთ–ერთი ასეთი ნახევრად სფერული ზედაპირის ფორმირების სქემა სახეხი ქარგოლით დამუშავების დროს წარმოდგენილია ნახაზზე 33.

33 , ა-ზე გამოსახულია სფერული თავაკის რვა თანმიმდევრობითი პოზიცია ერთი ციკლის განმავლობაში. თვალსაჩინოებისთვის ყველა პოზიცია განლაგებულია ქარგოლის გასწვრივ [38-39].



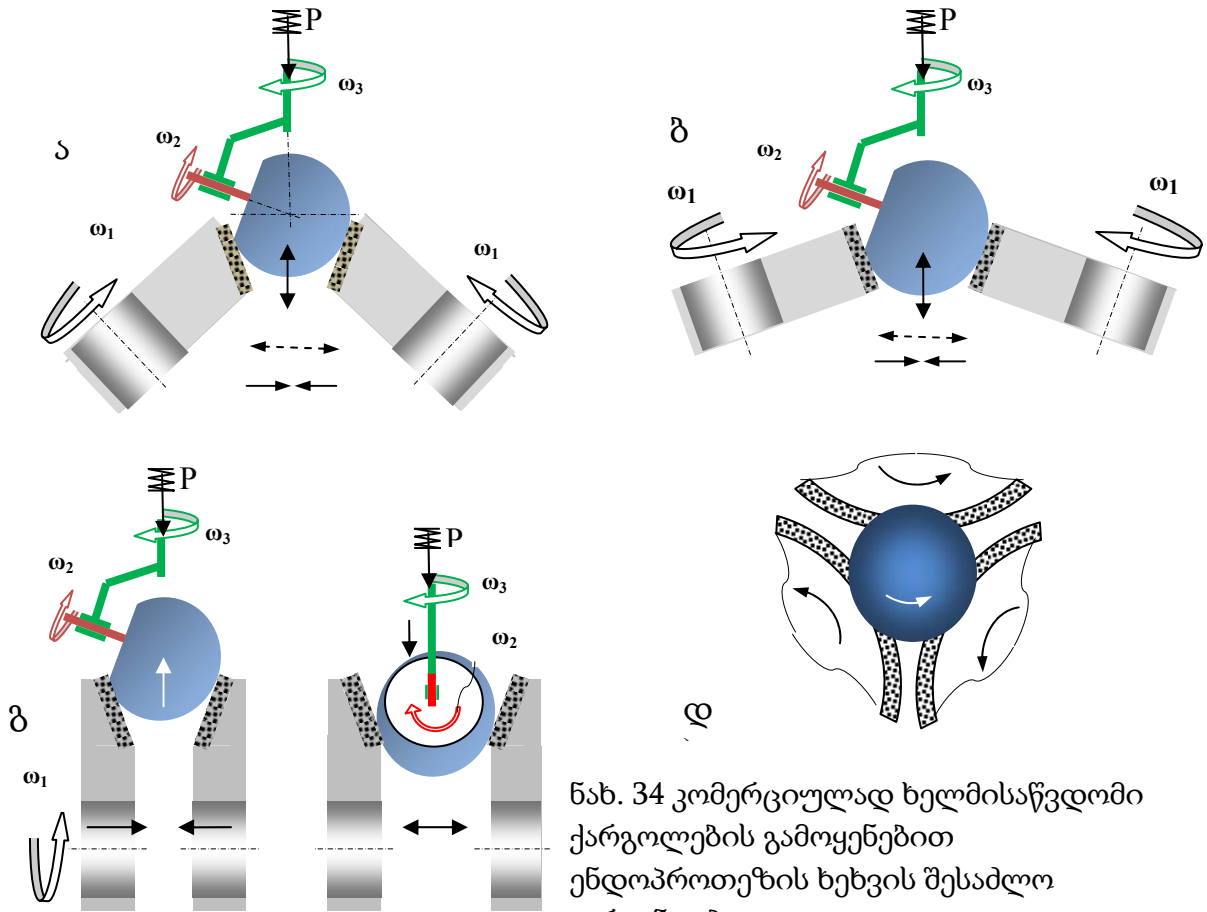
ნახ. 32 ჭრის ზონაში მიჭერის ძალა არასრული სფერული ზედაპირების ფორმაწარმოქმნის მოცემული სქემისთვის



ნახ. 33 ნახევრადსფერული თავაკის ფორმირების სქემა სპეციალური სახეხი ქარგოლით (დბზ მეთოდით)

აღნიშნული სქემის უარყოფით მხარეს წარმოადგენს ალმასური ქარგოლის დამზადების და ალესვის სირთულე. აღნიშნული ნაკლის თავიდან აცილება შესაძლებელია არასრული სფერული ზედაპირის ორი ქარგოლით დამუშავებისას ნახ. 34 ა,ბ,გ. ნახ 34ნ ა-ზე დამუშავება ხდება ორი თეფშისებური ალმასური ქარგოლის გამოყენებით. სახეხი ქარგოლები ბრუნავენ თავისი ღერძების გარშემო ω_1 კუთხური სიჩქარით და ნამზადი კი ბრუნავს თავისი ღერძის გარშემო ω_2 კუთხური სიჩქარით და კიდევ

დამატებით ასრულებს ბრუნვას ω_3 კუთხური სიჩქარით. ნამზადი ეჭირება ქარგოლებს ზამზარული P მიჭერის ძალის საშუალებით.



ნახ. 34 კომერციულად ხელმისაწვდომი ქარგოლების გამოყენებით ენდოპროთეზის ხეხვის შესაძლო ვარიანტები

ნახ.34 ბ-ზე ნახევრადსფერული ზედაპირის დამუშავება ხდება ორი ცილინდრული ფორმის ქარგოლის საშუალებით. ქარგოლების გაცვეთის შემთხვევაში მათ შეეძლება გადაადგილება შემხვედრი მიმართულებით და საჭირო ზომის მიღწევა. ნახ.34 დ-ზე მოყვანილია სქემა ზედაპირის დამუშავებისა სამი სახეხი ქარგოლის საშუალებით, როდესაც დამუშავება ხდება ორი სახეხი ქარგოლით ამ შემთხვევაში სახეხი ქარგოლების დიამეტრები შეზღუდული არ არის. სამი ქარგოლით ხეხვის შემთხვევაში კი დასამუშავებელი სფეროს რადიუსი r და სახეხი ქარგოლის რადიუსი R ურთიერთდამოკიდებულია. სამი ქარგოლით დამუშავება უზრუნველყოფს ხეხვის პროცესის სტაბილურობას. [40-41].

დასკვნები

ჩატარებული სამუშაოებით მიღებული შედეგების ანალიზის საფუძველზე შეიძლება გაკეთებულ იქნას შემდეგი დასკვნები:

1. ადამიანის მენჯ-ბარძაყის იმპლანტებისთვის გამოყენებული მასალების ფიზიკო-მექანიკური თვისებების და საექსპლუატაციო მახასიათებლების ანალიზის საფუძველზე ჩამოყალიბებულია პაციენტის ასაკისა და სოციალური მდგომარეობის შესაბამისი ენდოპროთეზების ოპტიმალური წყვილების შერჩევის კონცეფცია და შემუშავებულია მათი ეფექტური ფუნქციონირების რესურსის გაზრდის ძირითადი მეცნიერული საფუძვლები. ახალგაზრდა და მარეტიალურად უზრუნველყოფილი პაციენტებისთვის დასაბუთებულია საფირონის მონოკრისტალისგან დამზადებული იმპლანტების გამოყენება და დადგენილია მათი არასრული სფერული ზედაპირების ხარისხისა და გეომეტრიული პარამეტრების სიზუსტის ამაღლების უზრუნველსაყოფად აუცილებელი ტექნოლოგიური პროცესების დაგეგმარების პრინციპები;
2. შემოთავაზებულია იმპლანტების ყველაზე საპასუხისმგებლო სფერული ზედაპირების მიღებისთვის საჭირო პროგრესული კინემატიკური სქემები რომელთა პრაქტიკული მატერიალიზება საგრძნობლად გაუმჯობესებს ენდოპროთეზის საექსპლუატაციო მახასიათებლებს და შესაბამისად გაზრდის პაციენტის საყრდენ-მამოძრავებელი სისტემის უსაფრთხო ფუნქციონირების ხანგრძლივობას;
3. საფირონი-საფირონის ხახუნის წყვილის ტრიბოლოგიური კვლევის შედეგად დადგინდა, რომ კრისტალის ორიენტაციებზე 1010 და 0001 კატასტროფული ცვეთის უბნები დაფიქსირებული არ იქნა, რაც იმაზე მიუთითებს, რომ საფირონის კრისტალი ძნელად ცვდება;
4. საფირონის კრისტალის დამუშავების მაღალი ხარისხისა და მწარმოებლობის მისაღწევად გამოყენებული იქნა დაბალტემპერატურული პრეციზიული ხეხვის მეთოდი; დადგენილი იქნა ჭრის სიჩქარისა და

დაწოლის ძალის გავლენა დამუშავების მწარმოებლურობაზე. ჭრის სიჩქარის გაზრდით 1-დან 6 მ/წმ-მდე დამუშავების მწარმოებლურობა იზრდება და კრისტალის სხვადასხვა ორიენტაციისათვის მიღებულია თანაფარდობა $q_{0001}/q_{1010} = 0,25 \div 0,5$, ხოლო $q_{1012}/q_{1010} = 0,75 \div 1$;

5. დაწოლის ძალის გაზრდით დიაპაზონში 500-1000 კპა მწარმოებლურობა იზრდება, ამასთან მწარმოებლურობის მაქსიმალური მნიშვნელობა მიიღება კრისტალის ორიენტაციაზე 1010;
6. ალმასური ქარგოლის მარცვლოვანების გაზრდით დიაპაზონში 14/10-28/20 დამუშავების მწარმოებლურობა იზრდება 1.5÷2.5-ჯერ;
7. ალმასური ქარგოლის კონცენტრაციის გაზრდით 25%-დან 100%-მდე დამუშავების მწარმოებლურობა იზრდება 15–20%-ით. ყველაზე ნაკლები მწარმოებლურობა შეინიშნება საფირონის კრისტალის ორიენტაციაზე 0001;
8. საფირონის კრისტალის დამუშავებისას ყველაზე მაღალი მწარმოებლურობით გამოირჩევიან ალმასური ქარგოლები კერამიკული შემკვრელით, შემდეგ ლითონური და ყველაზე ნაკლებით ორგანული შემკვრელით;
9. ჭრის სიჩქარის და დაწოლის ძალის გადიდება იწვევს ზედაპირზე არსებული უსწორობების R_z -ის ზრდას. ზედაპირის მაღალი ხარისხი მიიღება 0001 ორიენტაციაზე კრისტალის დამუშავებისას, შემდეგ 1012 და ბოლოს 1010;
10. ალმასური ქარგოლის მარცვლოვანების გაზრდით უსწორობათა სიმძლვე იზრდება, ამასთან კრისტალის ორიენტაციისთვის 0001 მას აქვს მინიმალური მნიშვნელობა.
11. ელექტრონულ მიკროსკოპზე საფირონის ნიმუშების ზედაპირების მორფოლოგიის შესწავლით დადგინდა, რომ ქარგოლები კერამიკული და ლითონური შემკვრელებით იძლევიან ამოფხვნილ ზედაპირებს ამონატეხებით, ამასთან ქარგოლებზე კერამიკული შემკვრელით საფირონის დამუშავებული ზედაპირი უფრო ერთგვაროვანია, ცაკლეული

ღრმა ნაკაწრების გარეშე. ეს უკანასკლნელი დამახასიათებელია ლითონური შემკვრელით დამუშავებული ზედაპირებისათვის. ორგანული შემკვრელების გამოყენებისას საფირონის ზედაპირზე აშკარად ჩანს პლასტიკური დეფორმაციის კვალები, ამასთან ზედაპირის უბნების ფართობი, რომლებიც მუშავდებიან ორი განსხვავებული მექანიზმით (მყიფე მსხვრევა და პლასტიკური დეფორმაცია) დაახლოებით თანაბარია.

ლიტერატურა:

1. Bedzinski R. Biomechanika inzynierska. Wybrane zagadnienia. - Wroclaw: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wroclawskiej, 1997.
2. Biocybernetyka i inzynieria biomedyczna. T. 5. Biomechanika i inzynieria rehabilitacyjna /Red. R. Bedzinski, M. Nalecz. -Warszawa: Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT 2004. S. 445-468.
3. Mrozowski J., Awrejcewicz J. Podstawy biomechaniki. - Lodz: Wydawnictwo Politechniki Lodzkiej, 2004.
4. Sokolowski B. Zarys anatomii czlowieka. Cz. I i II. - Krakow: Wydawnictwo Skryptowe, 2004.
5. Burcan J., Cwanek J., Gierzynska-Dolna M., Korzynski M. Biotribologiczne aspekty smarowania na przykladzie endoprotezy stawu biodrowego // Tribologia -teoria I praktyka. - 1996. - 4. - S. 338-353.
6. Gierzynska-Dolna M. Biotribologia. -Czestochowa: Wydawnictwo Politechniki Czestochowskiej, 2002.
7. Pytko St., Pytko-Polonczyk J. Stawy czlowieka - najdoskonalsze lozyska // Tribologia - teoria i praktyka. -1992. -4. - S. 74-79.
8. Ryniewicz A. Tribologia bioizysk // Mechanika w medycynie. - 2002. - 6. - S. 111-125.
9. Bochenek A., Reicher M. Anatomia czlowieka. - Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PWZL, 1978.
10. Wislicki B. O podobienstwie procesow tribologicznych w technicznych wezlach tarda i stawach czlowieka // Zagadnienia Eksploatacji Maszyn, Zeszyt. - 1980. - 3/43. - S. 309— B 325.
11. Sotirov B. Uwagi na temat biomechaniki stawu biodrowego // Chirurgia narzadow i ortopedia Polska. -1981.-2.
12. Абелева Г. М., Башуров З. К., Машков В. М. К истории развития эндопротезирования тазобедренного сустава за рубежом // Травматология и ортопедия России. - 1994. - №5.-С. 133-151.
13. Шершер Я. И. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава: Дис.... д-ра мед. наук. - Саратов, 1975. - 300 с.
14. Moore A. T. The moore self-locking vitallium prosthesis in fresh femoral neck fractures. A new low posterior approach (the southern exposure) // Instr. Course Lect. -1959. -16.- P. 309-321.
15. Сиваш К. М., Шерепо К. М., Морозов Б. П., Бородкин В. С. Проблемы

и принципы эндопротезирования крупных суставов конечностей // Актуальные вопросы травматологии и ортопедии: Сб. тр. ЦИТО. - Вып. 18. - М., 1978. - С. 3-7.

16. Сиваш К. М. Причины и условия стабильности и нестабильности тотального эндопротеза тазобедренного сустава // Ортопед, и травматол. (София). - 1981. - № 3-4. - С. 161-167.
17. Chamley J. Anchorage of the femoral head prothesis to the shaft of the femur // J. Bone Jt Surg. B. - 1960. - 42, N 1. - P. 29-30.
18. Chamley J., Ferrera A. Transplantation of the greater trochanter in arthroplasty of the hip // J. Bone Jt Surg. B. - 1964. - 46. - P. 191-197.
19. Toni A., Stea S., Bordini B., Traina F. Lost to Follow-up in a hip prosthesis register. Experience of R.I.P.O. //Acta Orthopédica Scandinavica. - 2002. 73. Suppl 305. - P. 49-53.
20. Akasaki K. Long-term results of rotational total hip arthroplasty: radiological analysis J. Orthopaedic Sciencs. - 2004. - 9. - P. 126-136.
21. Gutze C. Long-term results of metal-concellous cementless Lubeck total hip arthroplasty:a critical review at 12,8 years // Arch. Orthopaedic Trauma Surgery. - 2006 -126. N 1 -P. 28-35.
22. Mulroy R. D. Jr., Harris W. H. The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement: an 11-year radiografic review J. Bone Joint Surg. B. - 1990. - 72, N 5. - P. 757-760.
23. Berger R. Long-term results of hybrid total hip arthroplasty using a femoral component with a roughened and polymethylmethacrylate precoated finish 68th Annual Meeting Proc. of Amer. Academy of Orthopedic Surgeons. San Francisco, California, 2001. - Vol. 2.-P. 582.
24. Кузин В. В., С Данченко. В., Холодаев М. Ю. Процесс остеоинтеграции при бесцементном эндопротезировании тазобедренного сустава // Эндопротезирование в России: Всерос. монотематический сб. науч. статей. - Казань СПб.. 2005. Вып. 1.- С. 40-41.
25. Путляев В. И. Современные биокерамические материалы // Соросовский образовательный журнал. - 2004. - № I. - С. 44-50.
26. Hench L. Bioceramics//J. Amer. Ceram. Soc. - 1998. 81. N 7. P. 1705-1728.
27. Пахалюк В И., Калинин М. И., Олиниченко Г. Д. Биологические реакции на частицы износа, образующиеся в традиционных и альтернативных парах трения при тотальном замещении тазобедренного сустава // Ортопед, травматол. - 2003. № 4. - С. 162-169.

28. Слуцкий Л., Ветра Я. Биологические вопросы биоматериаловедения. Рига: Латвийская медицинская академия, 2001. - С. 25-43.
29. Вильямс Д. Ф. Роуф Р. Имплантаты в хирургии. М.: Медицина. 1978
30. Буръянов А. А., Корж Н. А., Ошкадеров С. П. Металлические материалы имплантатов ортопедического и травматологического назначения травматол. и протезир. - 2008. - № 3. - С. 5-10.
31. Маттиас Эппле. Биоматериалы и биоминерализация. Томск: И и-во «Ветер», 2007.-157 с.
32. Clarke I, Willmann G. Structural ceramics in orthopaedics bone implant interface Ed. H. Bih U. Cameron. - St. Louis, MO: Mosby, 1994. - P. 203-252.
33. Clarke I. C, Donaldson T.t Bowsher J. G. et al. Current concepts of metal-on-metal hip resurfacing // Orthop. Clin. North. Am. - 2005. -36. - P. 143-162.
34. Williams S., Stewart T. D., Ingham E. et al. Metal-on-metal wear with different swing phase loads //J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater. - 2004. - 70. - P. 233-239.
35. Sedel L. Evolution of alumina on alumina implants: a review (Электронный ресурс)/ Режим доступа к материалу: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11039792>
36. Добровинская Е. Р., Литвинов Л. А., Пищик В. В. Энциклопедия сапфира. -Харьков: Ин-т монокристаллов, 2004. — 508 с.
37. Rozenberg O.A, Sokhan S.V., Vozny V.V., Mamalis A.G., Gavlik J., Kim D-J. Trends and Development in the Manufacturing of Hip Joints: An Overview Int. J.Adv. Manuf. Technol (2006) 27:p. 537-542.
38. Batiashvili B.I., Butskhrikidze D.S., Mamulashvili G.L., Mgaloblishvili O. B., Turmanidze R.S., Kromp K., Mills B., Steinkellner W., Schafler E., Rösel F. G., Peterlik H.. Evaluation of surface preparation techniques, SFG: Swing Frame Grinding and LPG: Low Temperature Precision Grinding, by comparison of results on alumina and siliconcarbide model materials. FRACTOGRAPHY OF ADVANCED CERAMICS. International Conference Stará Lesná, High Tatras, May 2001.
39. Batiashvili B.I., Butskhrikidze D.S., Mamulashvili G.A, Turmanidze R.S., Kromp K., Mills B., Mgaloblishvili O. Technological Possibilities of Low Temperature Precision Grinding Process when Machining Hard and Brittle Materials. FRACTOGRAPHY OF ADVANCED CERAMICS, International Conference, Stará Lesná, High Tatras, May 2001.
40. Turmanidze R.S, Butskhrikidze D.S, Kromp K., Mills B., “Low temperature precision grinding of hard and brittle materials”. Problems of

mechanics and physico-chemistry of the process of abrasive machining, Kiev 2002, 490-499 pp.

41. Turmanidze R.S., Butskhrikidze D.S., Mamulashvili G.L., Kromp K., Mills B., Morgan M., Mgaloblishvili O. Low-temperature precision grinding of hard and brittle materials and Outlook of its development and application. Proceedings of 19th NCMR Conference. Glasgow, September 2003.
42. Kuntz M: Validation of a new high performance alumina matrix composite for use in total joint replacement. Semin Arthroplasty 2006; 17:141-145.
43. Lusty PJ, Tai CC, Sew-Hoy RP, Walter WL, Walter WK, Zicat BA: Third generation alumina-on-alumina ceramic bearings in cementless total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 2007; 89:2676-2683.
44. Lieberman J R, Two Alternative Bearings for Total Hip Arthroplasty: More Data Are Needed. J Am Acad Orthop Surg 2009;17:61-62.
45. Е.Р. Добровинская, Л.А. Литвинов, В.В. Пищик. Монокристаллы корунда. – К.: Наукова думка, 1994. – 256 с.
46. <http://mkurnali.ambebi.ge/kani-kunthebi-dzvlebi/revmatologia/2030-2010-07-06-11-47-27.html?start=1> უკანასკნელად იქნა გადამოწმებული - 16.05.2013.
47. <http://www.ambebi.ge/sazogadoeba/32652-genmodificirebuli-sakvebi-da-sashishi-danamatebi.html> უკანასკნელად იქნა გადამოწმებული - 16.05.2013.
48. Альтшуллер В.М., Ашкеров Ю.В., Буткова Л.В., Быков М.В., Коровин В.П. Влияние некоторых факторов на процесс микрорезания оптического стекла. «Сверхтвердых материалы», №3, 1980. с.47-52.
49. Ардамацкий А.Л. Алмазная обработка оптических деталей. Л., «Машиностроение», 1978, 232 с.
50. Винокуров В.М., Ардамацкий А.Л., Попов Л.В. Структура разрушенного слоя. В кн.: Формообразование оптимических поверхностей, под ред. Куланина К.Г., СМ., 1962.
51. Качалов Н.Н. Зависимость процесса шлифовки кристаллов от их физико-химических свойств. ДАН СССР, 1959.
52. Цеснек Л.С. Механика и микрофизика истирания поверхностей. М. «Машиностроение», 1979.
53. Masakazu M., Junichi Y. Development Ultra-Precision Machine Tools for Micro-Cutting of Briterials. Bull. Japan Soc. of Prec. Eng., vol.16, #1(Mar. 1982).
54. Peters J/ Contribution of C1RP Research to Industrial Problem in

Grinding. Annals of the CYRP, vol. 33/2/1984, pp. 1-18.

55. Rupp W.I. Mechanism of the Diamond Lapping Process. - "Applied Optics", 1974, #6.
56. Добровинская Е.Р., Литвинов Л.А., Пищик В.В. Энциклопедия для сапфира. Харьков: Институт монокристаллов, 2004, 508 с.
57. Перерозин М.А. Справочник по алмазной обработке стекла. - Машиностроение, 1987. 224 с.
58. Добровинская Е. Р., Литвинов Л.А., Пищик В.В. Монокристаллы корунда, Киев: Наукова Думка, 1994.
59. Сверхтвердые материалы получение и применение, том 4. - Инструменты и технологические процессы в прецизионной финишной обработке. Под ред. В.В.Рогова - Киев: ИСМ им.В.Н.Бакуля, ИПЦ «АЛКОН НАНУ», 2006.

დანართი 1

დბზ მეთოდით დამუშავებული საფირონის ექსპერიმენტალური ნიმუშების
ზედაპირების მიკროფოტოები

აღმასური ქარგოლი – ACM 14/10, ორგანული შემკვრელი სპეც, 50 %

ჯგუფი -1.

აღმასური ქარგოლი – ACM 14/10, ორგანული შემკვრელი სპეც, 50 %

ჭრის რეჟიმები: $V=1$ მ/წმ, $P=750$ კპა.

-0001-1 (1,2,3,4,5)

-1010-1 (1,2,3)

-1012-1 (1,2,3)

ჯგუფი -2.

აღმასური ქარგოლი – ACM 28/20, ორგანული შემკვრელი სპეც, CK6, 100 %

ჭრის რეჟიმები: $V=6$ მ/წმ, $P=750$ კპა.

-0001-2 (1,2,3,4,5)

-1010-2 (1,2,3,4,5,6,7,8,9)

-1012-2 (1,2,3,4,5)

ჯგუფი -3.

აღმასური ქარგოლი – ACM 28/20, ორგანული შემკვრელი სპეც, MS-TO 100%

ჭრის რეჟიმები: $V=6$ მ/წმ, $P=750$ კპა.

-0001-3 (1,2,3,4,5,6,7,8)

-1010-3 (1,2,3,4,5,7)

-1012-3 (1,2,3,4,5,6,7)

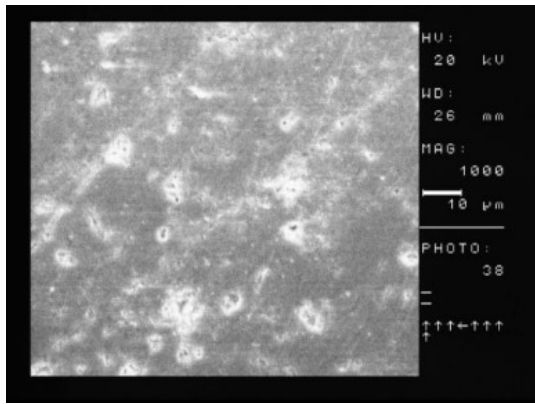
ჯგუფი -4.

აღმასური ქარგოლი – ACM 14/10, ორგანული შემკვრელი სპეც, BC-11, 100%

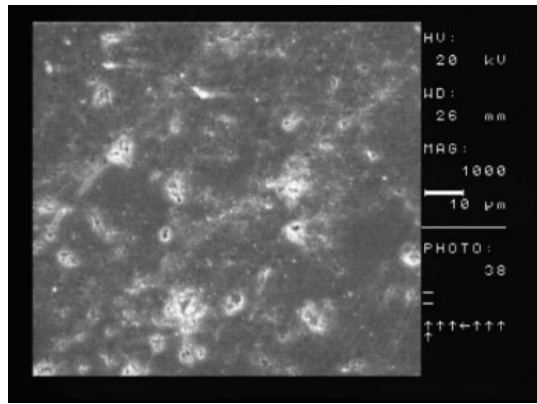
ჭრის რეჟიმები: $V=3$ მ/წმ, $P=750$ კპა.

-0001-4 (1,2,3,4,5,6,7,8)

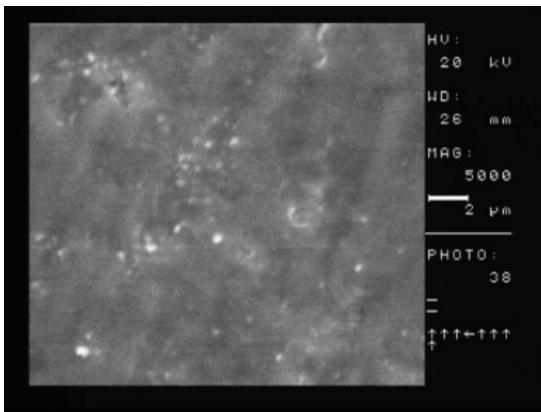
-1010-4 (1,2,3,4,5,6,7,8)



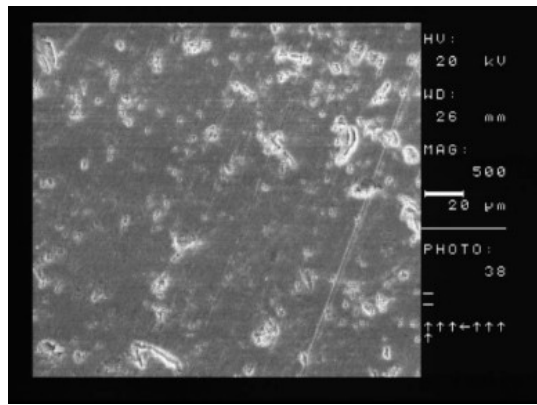
1



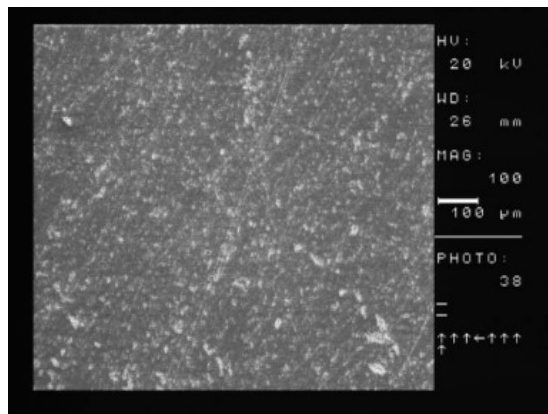
2



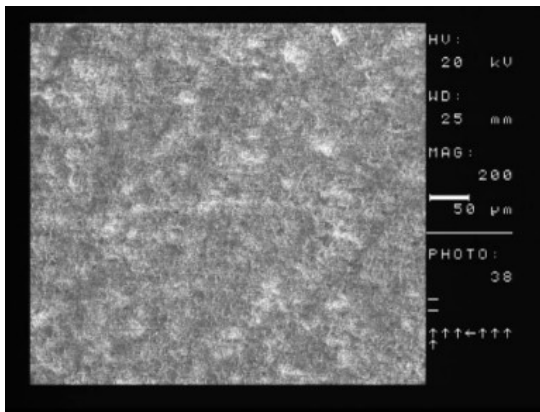
3



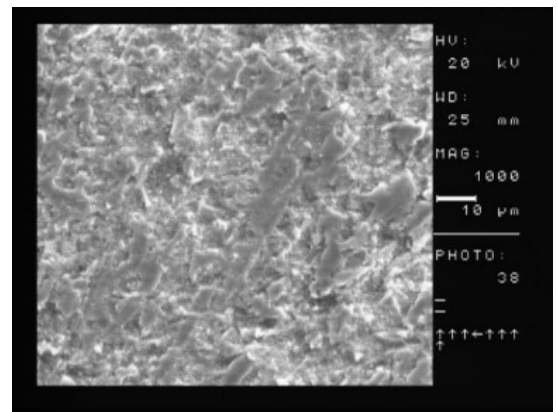
4



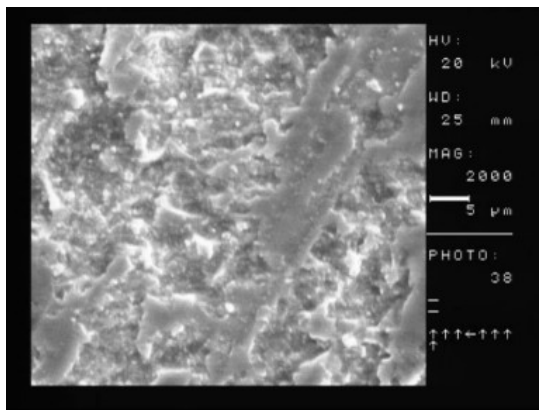
5



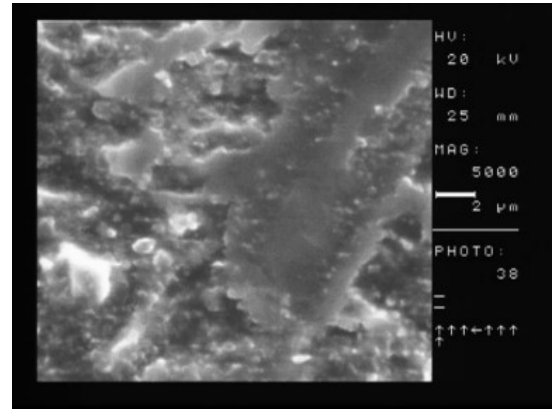
1



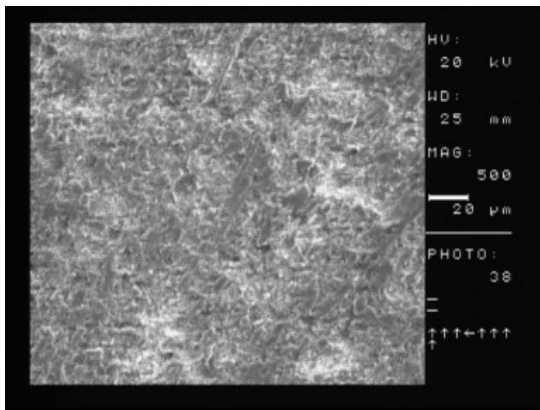
2



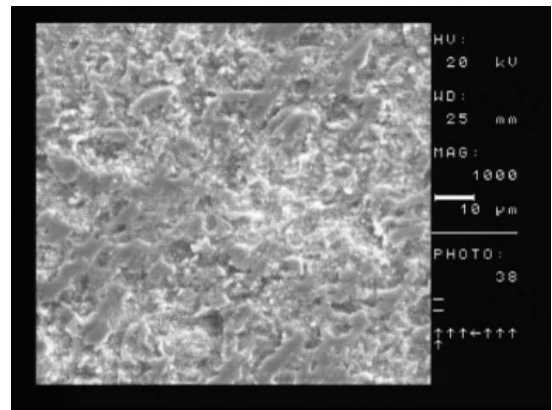
3



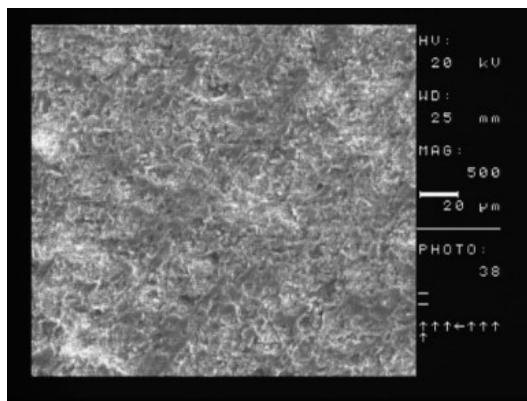
4



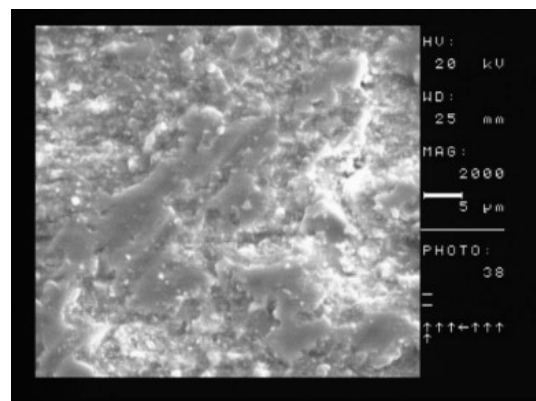
5



6

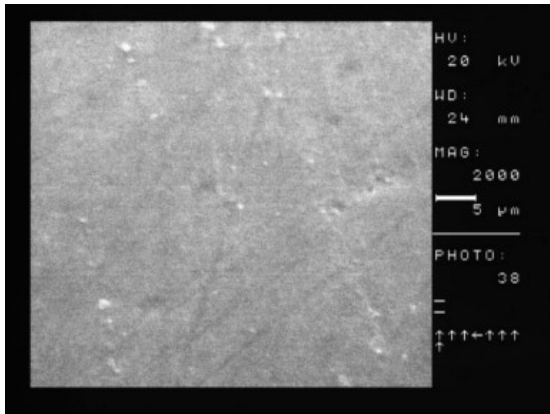


7

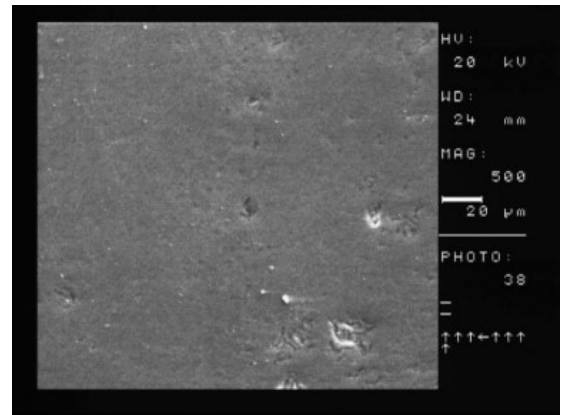


8

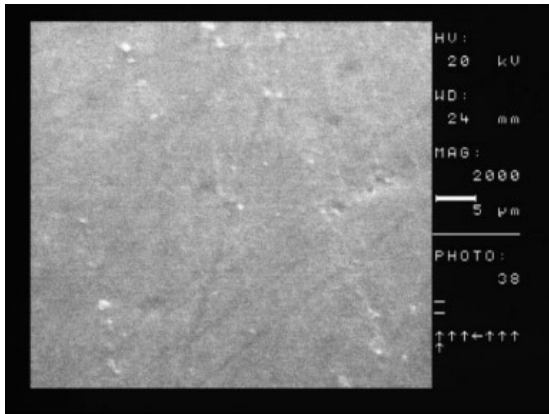
1010-1



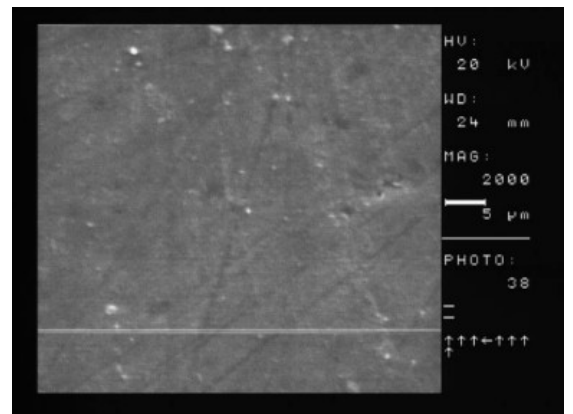
1



2

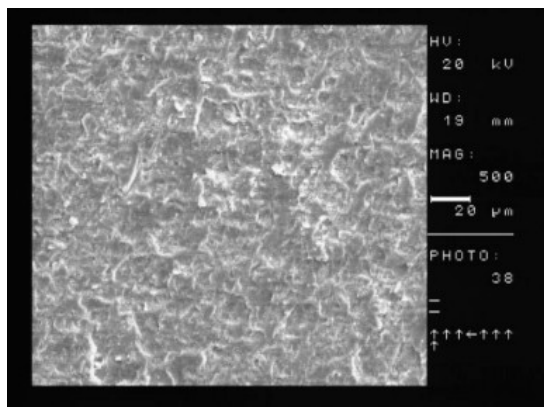


3

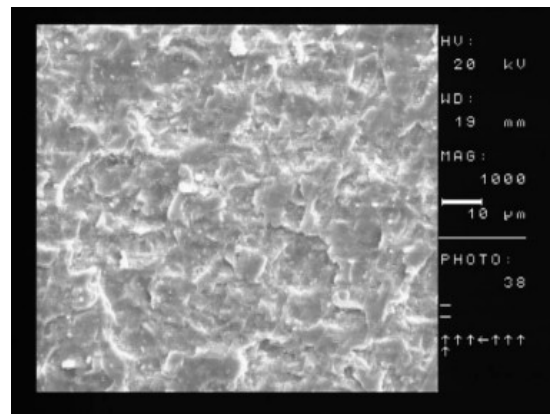


4

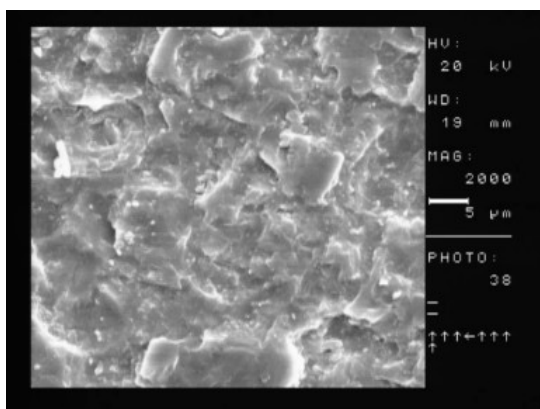
1010-3



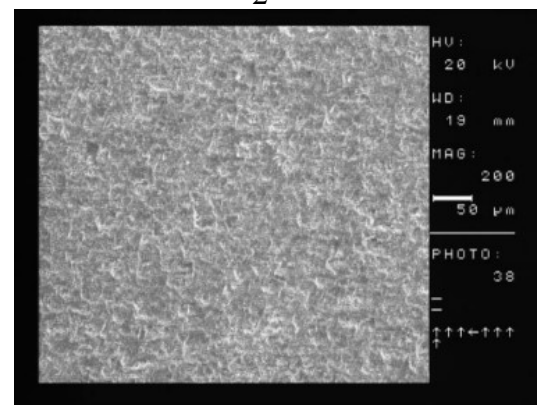
1



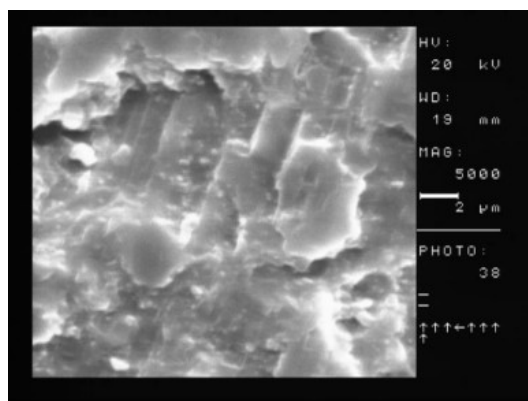
2



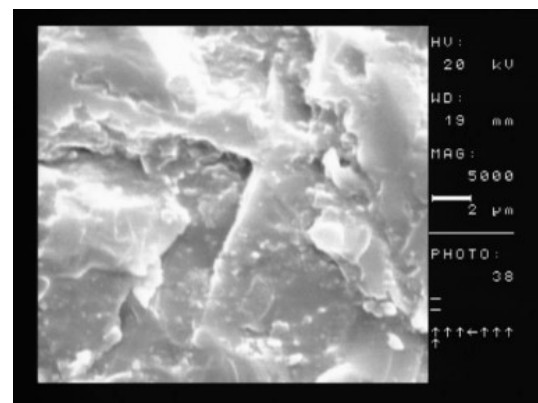
3



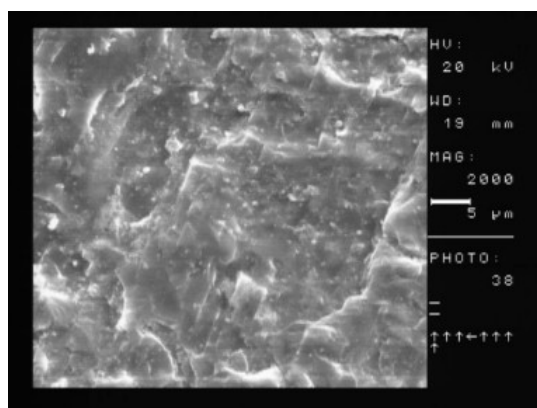
4



5

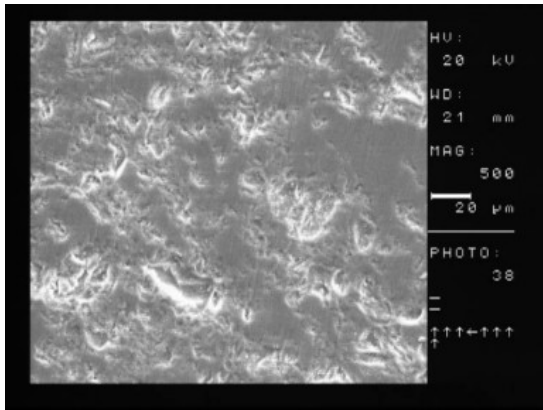


6

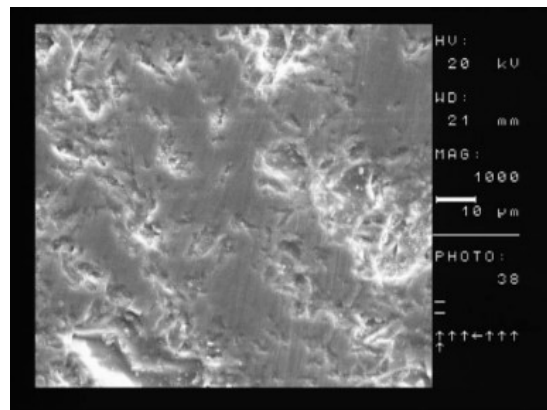


7

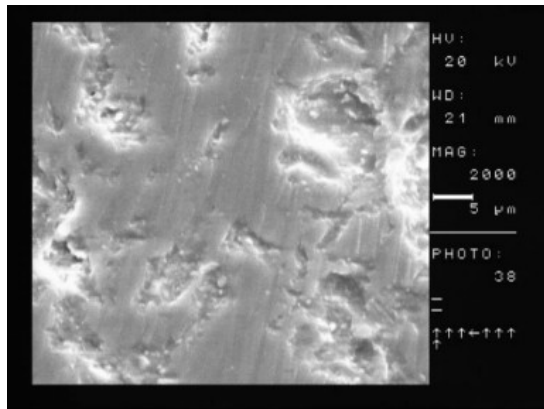
1010-4



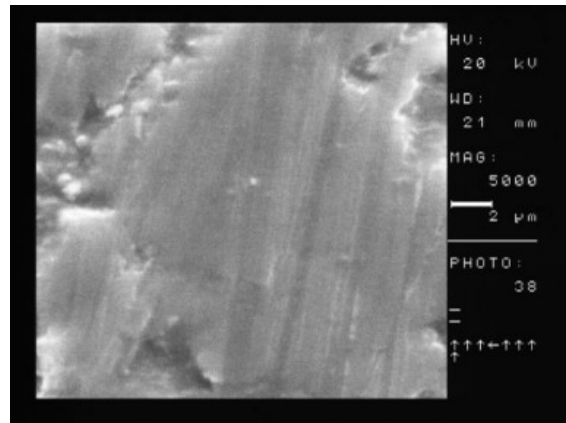
1



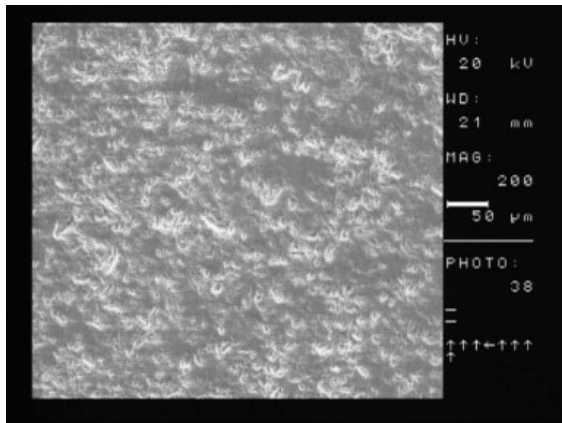
2



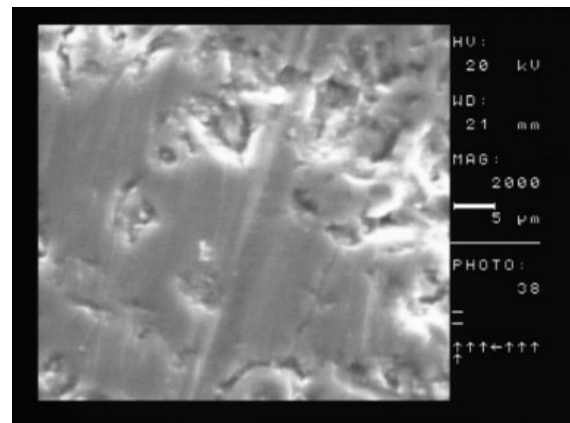
3



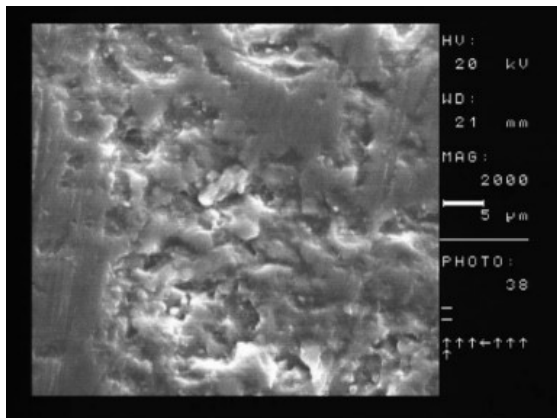
4



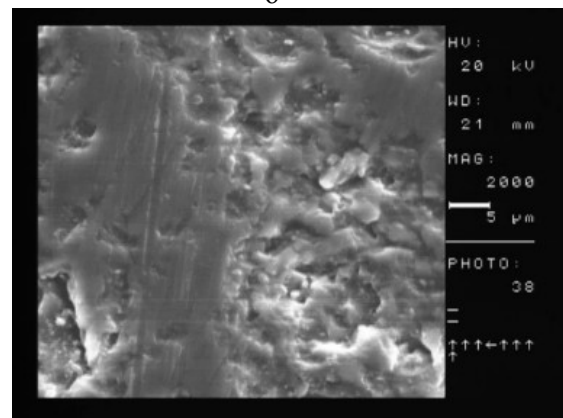
5



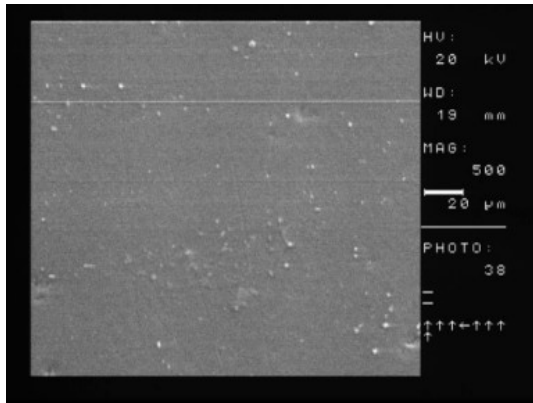
6



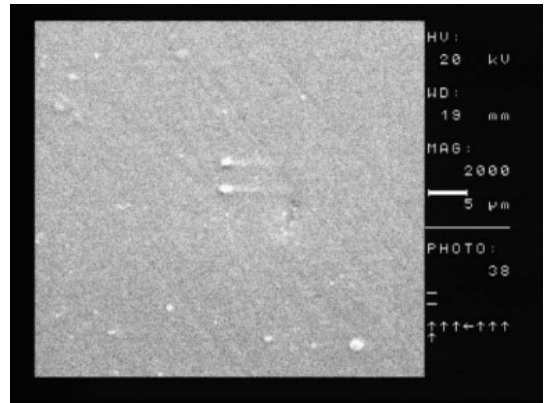
7



8



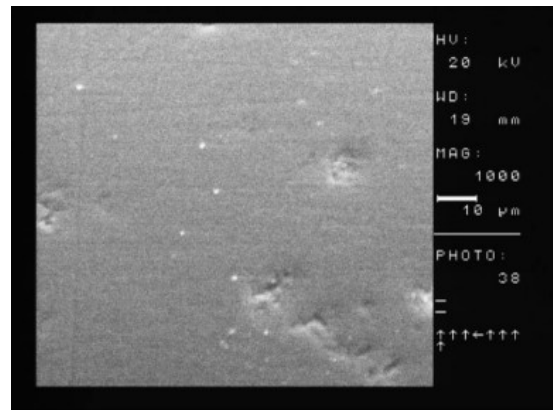
1



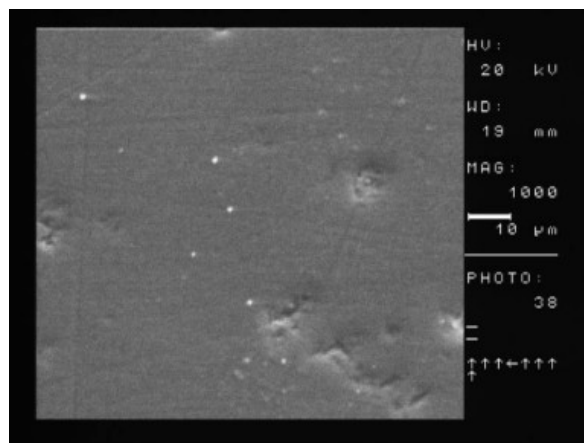
2



3

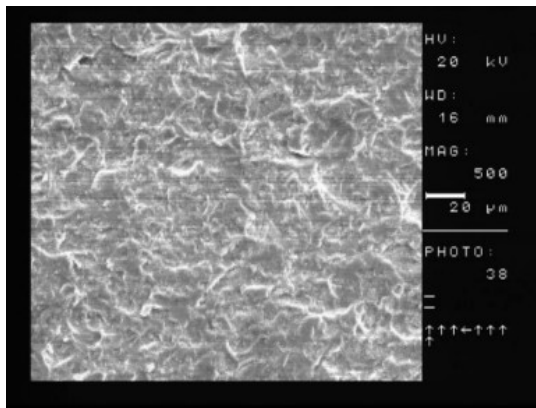


4

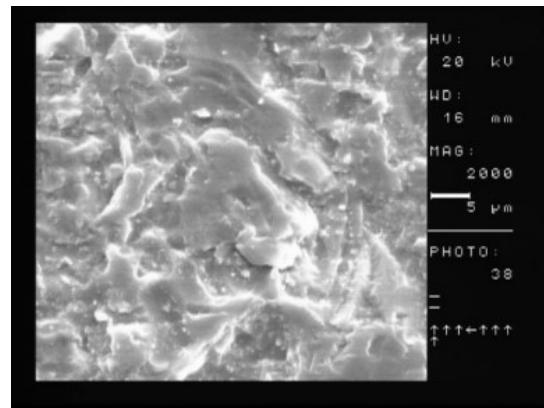


5

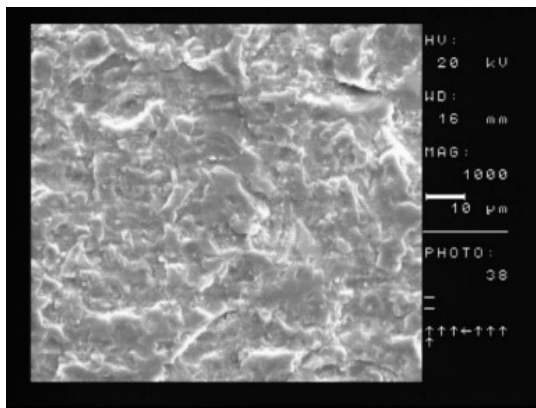
1012-3



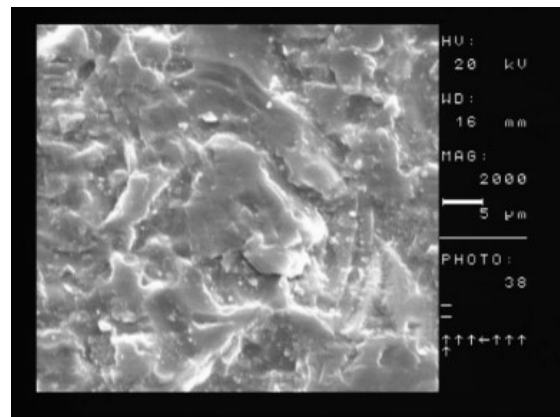
1



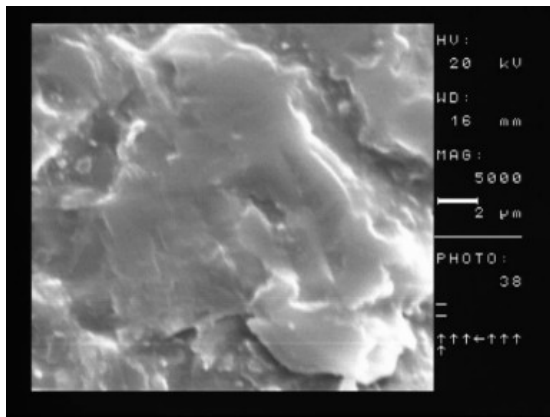
2



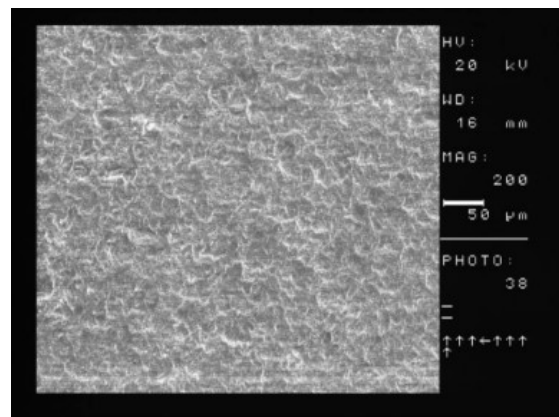
3



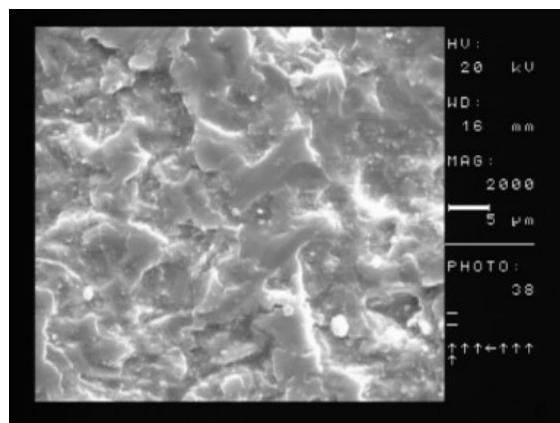
4



5

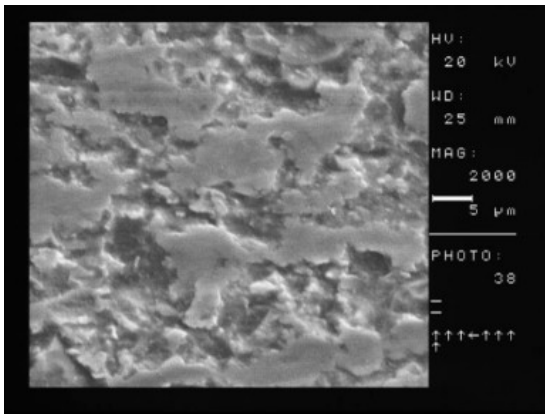


6

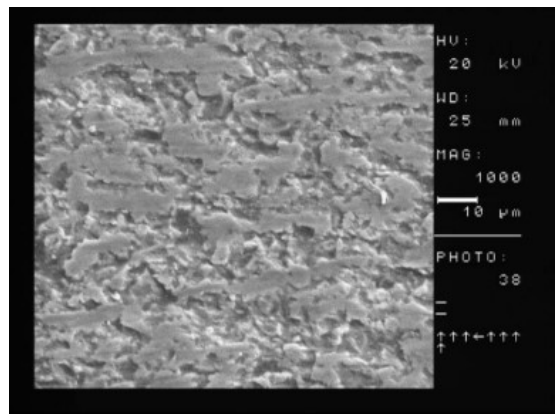


7

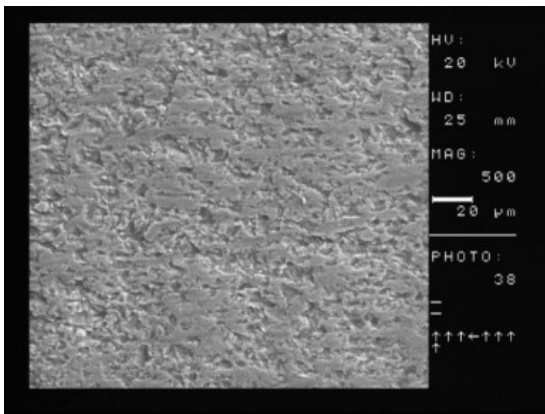
0001-2-მეორე მხარე



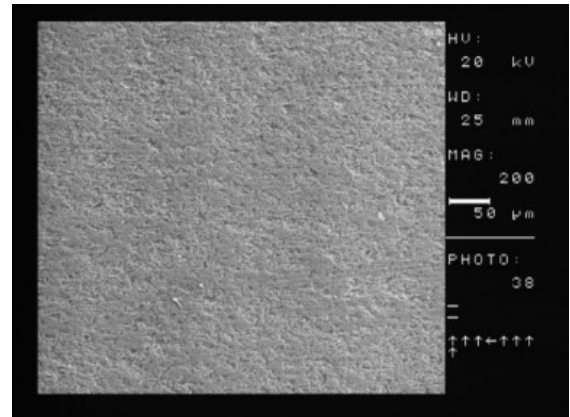
1



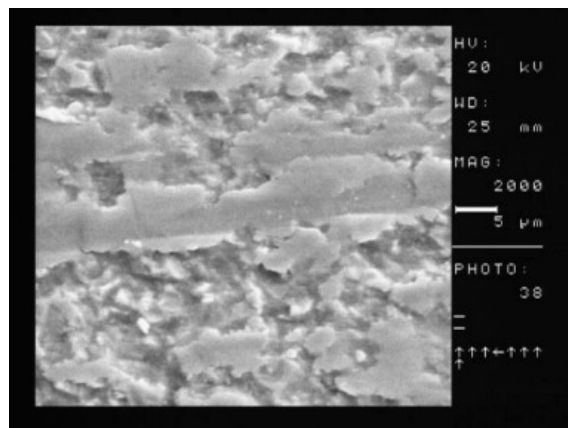
2



3

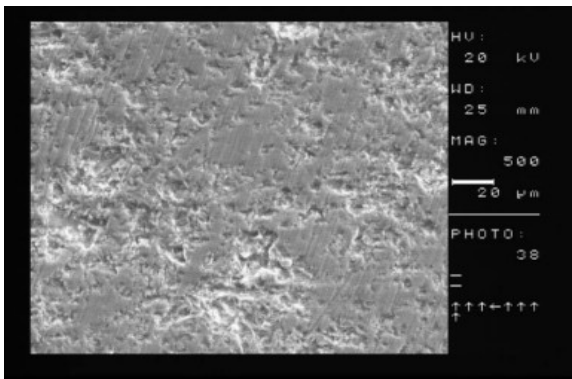


4

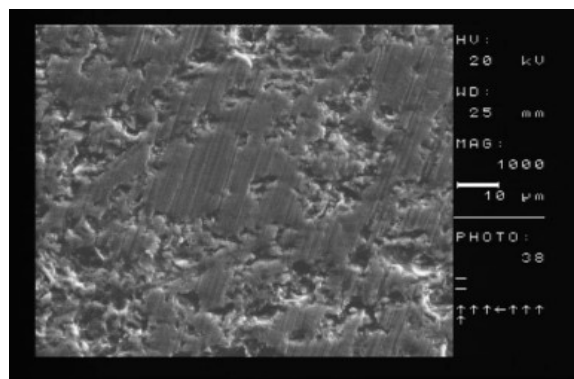


5

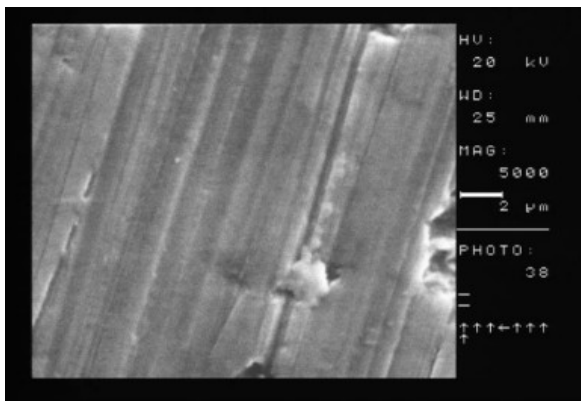
0001-4- მეორე მხარე



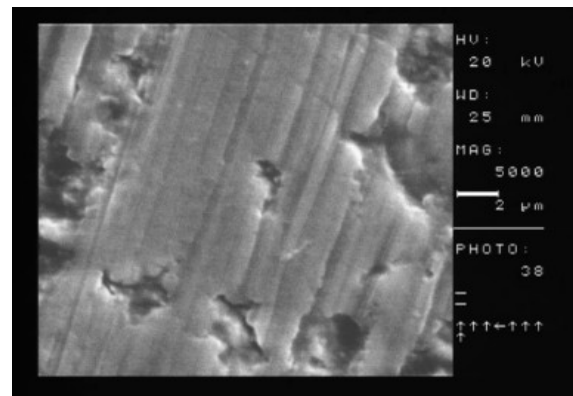
1 მიკრონი მხარი



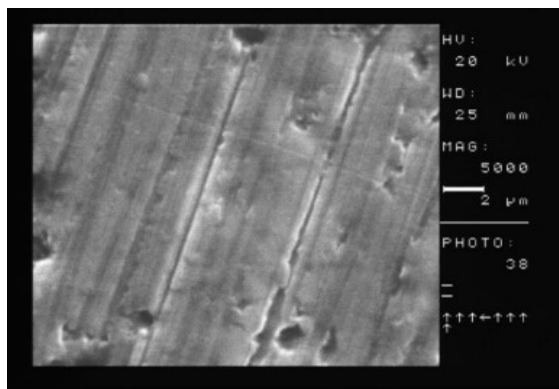
2 მიკრონი მხარი



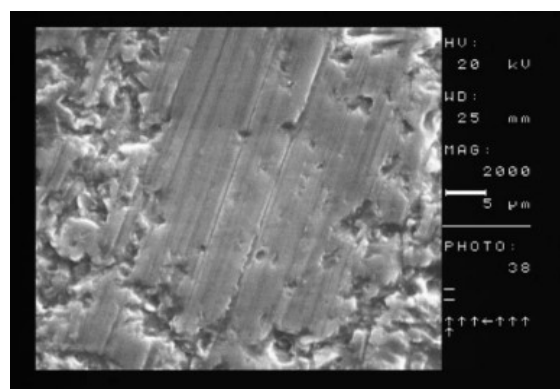
3 მიკრონი მხარი



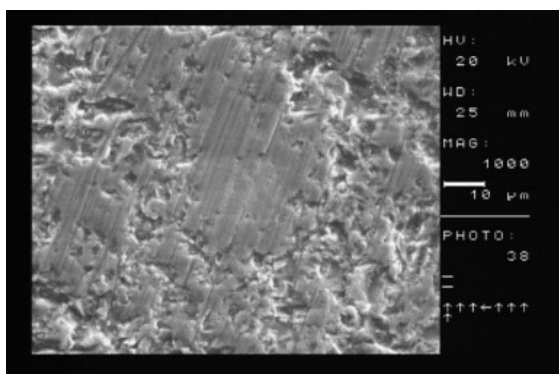
4



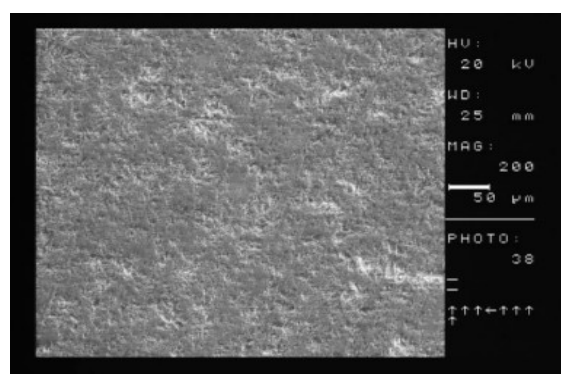
5



6

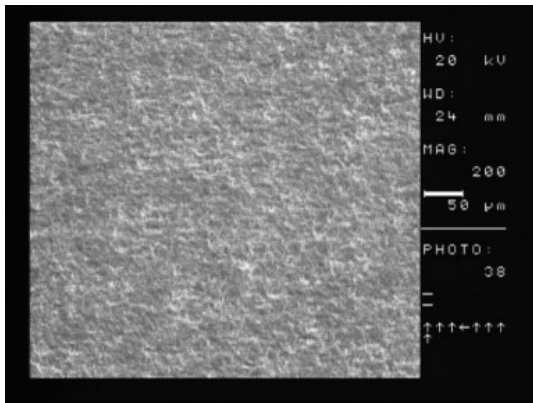


7

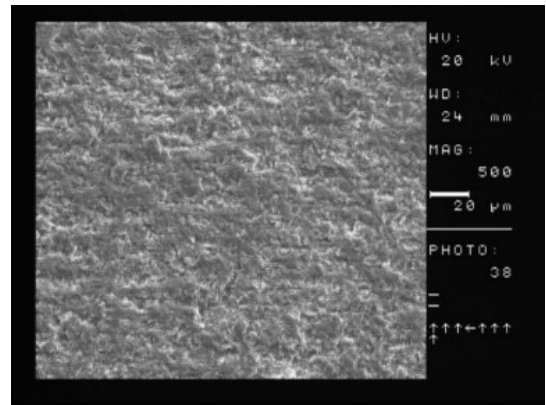


8

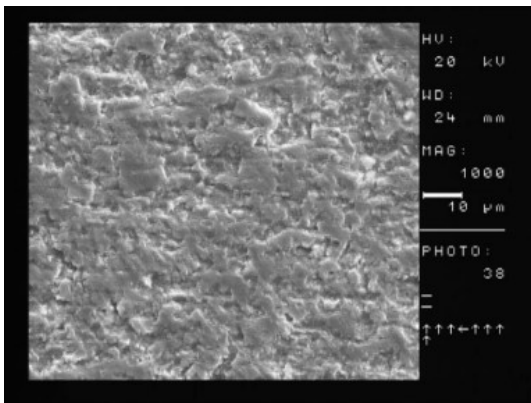
1010-2-მეორე მხარე



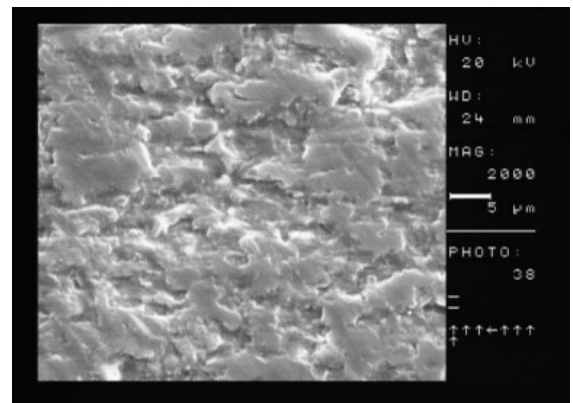
1



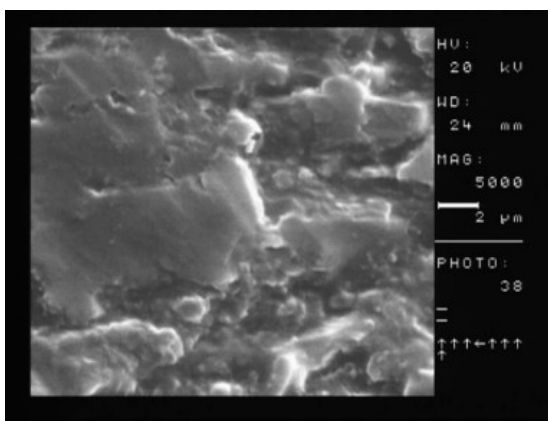
2



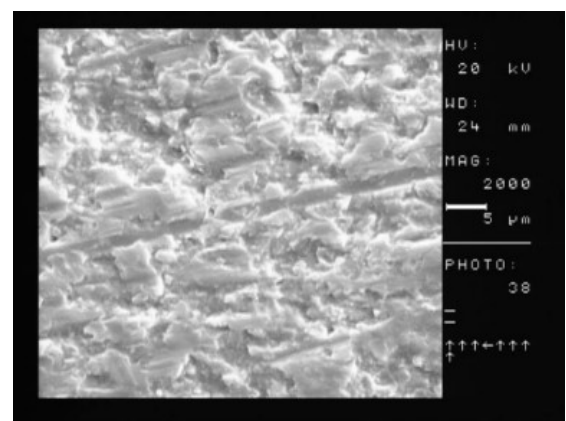
3



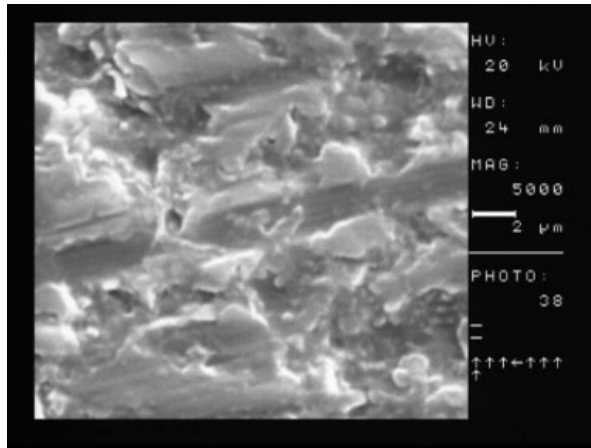
4



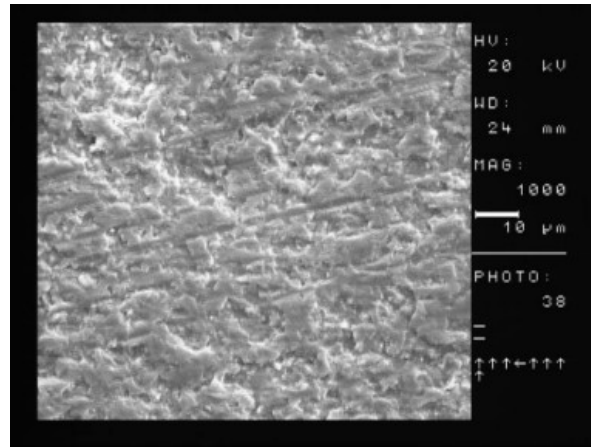
5



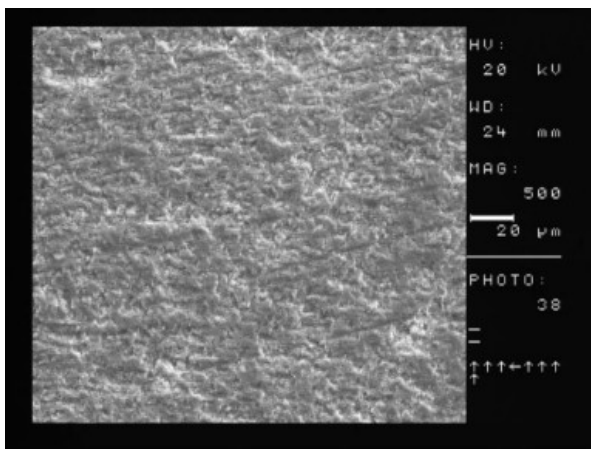
6



7

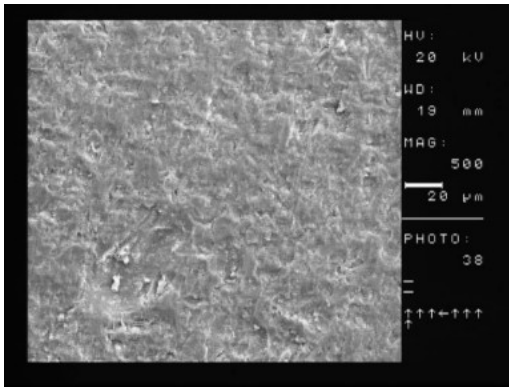


8

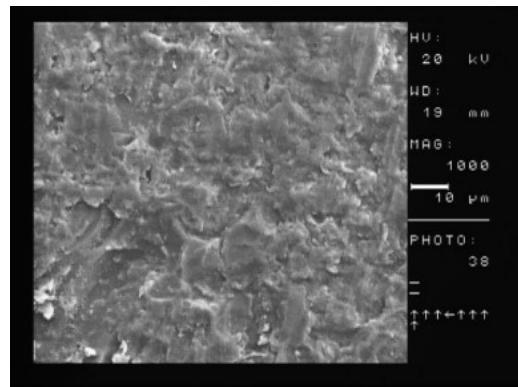


9

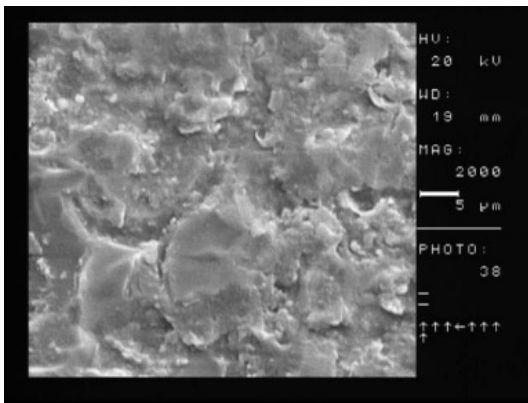
1012-2-მეორე მხარე



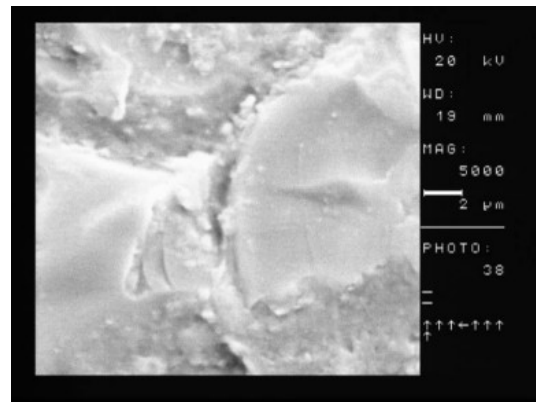
1



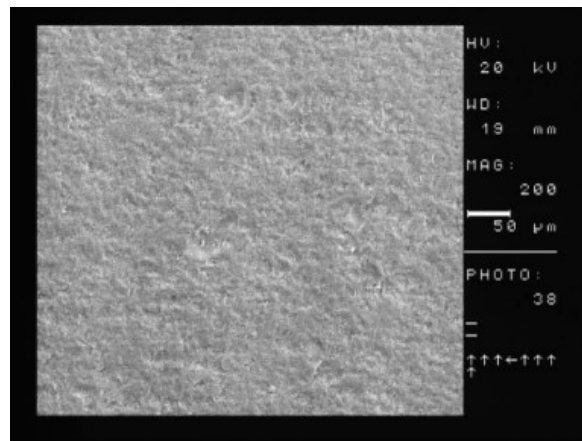
2



3



4



5

დანართი 2

– აღმასური სახეხი ქარგოლის მედეგობა t, წთ, მასალის ხაზობრივი მოხსნისას

აღმასური ქარგოლი: АСМ 28/20, CK6, 100 %

დამუშავების რეჟიმი: $V = 6$ მ/წთ, $p=550$ კპა,

ტექს=20 წმ.

აღესვა- 2 წთ.

ცხრილი 1

ექსპ. №	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
q მკმ/წთ	35	22	17	15	15	10	10	12	10	10	8	7

აღესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
q მკმ/წთ	32	25	19	13	14	11	8	7	9	7	6	5

აღესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
q მკმ/წთ	28	23	16	12	14	10	7	5	6	4	5	3

აღესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
q მკმ/წთ	37	21	18	16	14	12	12	11	9	10	8	7

აღესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
q მკმ/წთ	30	25	21	13	11	10	10	6	6	5	5	4

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
q მკმ/წთ	32	20	20	14	12	11	9	7	7	6	5	5

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
q მკმ/წთ	29	23	17	14	12	10	8	5	4	3	4	3

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
q მკმ/წთ	34	24	15	16	15	12	7	10	8	8	7	5

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
q მკმ/წთ	33	28	19	12	13	11	11	6	5	4	3	4

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
q მკმ/წთ	35	27	16	15	15	13	10	9	7	7	6	5

აღმასური ქარგოლი: ACM 28/20, B1-13, 100 %.

დამუშავების რეჟიმი: $V = 6$ მ/წთ, $p=250$ კპა,

$t_{ექს}=20$ წმ.

ალესვა- 2 წთ.

ცხრილი2

ექსპ. №	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
q მკმ/წთ	5	3	1	2	-	2	-	1	-	-	1	-

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4
q მკმ/წთ	7	5	2	2

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4
q მკმ/წთ	4	2	3	1

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4
q მკმ/წთ	3	2	1	1

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4
q მკმ/წთ	5	3	1	1

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4
q მკმ/წთ	5	4	3	3

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4
q მკმ/წთ	7	5	3	3

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4
q მკმ/წთ	4	3	2	1

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4
გ მკმ/წთ	6	4	3	2

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4
გ მკმ/წთ	5	3	2	2

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4
გ მკმ/წთ	8	7	5	3

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4
გ მკმ/წთ	6	5	3	2

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4
გ მკმ/წთ	4	2	2	1

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4
გ მკმ/წთ	5	3	1	1

ალესვა- 2 წთ.

ექსპ. №	1	2	3	4
გ მკმ/წთ	6	4	2	2