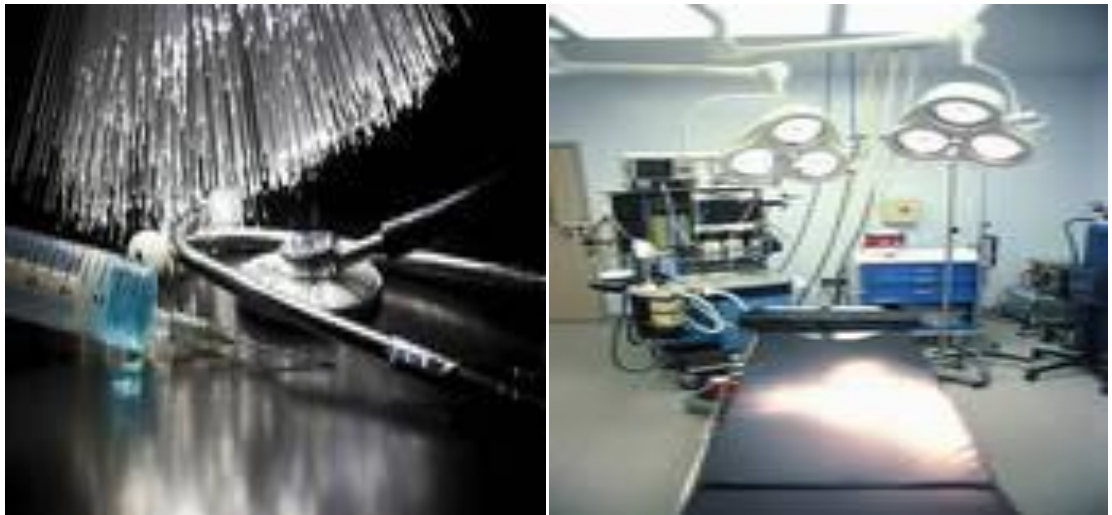


ზაურ ჯაბუა

სამედიცინო  
მასალათმცოდნეობა



თბილისი 2013

სახელმძღვანელოში გადმოცემულია სამედიცინო პრაქტიკაში გამოყენებული მასალების კლსიფიკაცია, მათი ფიზიკო-მექანიკური და ტექნოლოგიური თვისებები, ურთიერთქმედება ადამიანის ორგანიზმთან, მედეგობა აგრესიული გარემოს მიმართ.

განხილულია კონკრეტული ელემენტარული ნივთიერებების და მათი შენადნობების სამედიცინო მიზნით გამოყენების მაგალითები. აღწერილია სამედიცინო მასალათმცოდნეობის განვითარების ტენდენციები და პერსპექტივები.

სახელმძღვანელო განკუთვნილია “სამედიცინო ფიზიკისა და გარემოს რადიაციული უსაფრთხოების” სპეციალობის სტუდენტებისათვის. ის გარკვეულ სარგებლობას მოუტანს სამედიცინო მასალათმცოდნეობის საკითხებით დაინტერესებულ პირებს

რეცენზენტები: ტექნიკის მეცნიერებათა დოქტორი,  
პროფესორი ქეთევან კოტეტიშვილი

ფიზიკა-მათემატიკის მეცნიერებათა კანდიდატი,  
ასოცირებული პროფესორი ნოდარ გაფიშვილი

# მედიცინა წარმოადგენს ფიზიკის ერთ-ერთ ყველაზე რთულ და უმაღლეს გამოვლენას

მ.კ.ლომონოსოვი

## შესავალი

სამედიცინო ფიზიკა და მასთან დაკავშირებული სამეცნიერო კვლევის მიმართულებები ამჟამად სამართლიანად ითვლებიან პერსპექტიულ მიმართულებებად საბუნებისმეტყველო მეცნიერებების, პირველ რიგში ფიზიკის დარგში, ვინაიდან წარმოადგენენ მათი განვითარების და დანერგვის კანონზომიერ და ბუნებრივ შედეგს პრაქტიკულ მედიცინაში.

სამედიცინო ფიზიკა ესაა ორგანიზმის კვლევისთვის ფიზიკური საშუალებებისა და ფიზიკო-მათემატიკური მეთოდების კომპლექსის გამოყენება რომლის საბოლოო მიზანია დიაგნოსტიკისა და მკურნალობის ახალი მეთოდების დამუშავება. უკვე დღეს მედიცინაში ფართო გამოყენებას პოულობს მრავალი ფიზიკური მეთოდი და მოწყობილობა, რომლებიც წარმოადგენენ ქირურგიის, თერაპიის და არაინვაზიური დიაგნოსტიკის მრავალი მეთოდის საფუძველს. მაგალითად, ულტრაბგერითი დიაგნოსტიკური ინტროსკოპიის (უდი) გაჩენა შესაძლებელი გახდა თანამედროვე აკუსტიკის მიღწევების საფუძველზე არაწრფივი და ულტრაბგერითი დოპლერული ტომოგრაფიის ჩათვლით. სამედიცინო პრაქტიკაში ჩვეულებრივი მოვლენა გახდა სამედიცინო მოწყობილობების სტერილიზაციისათვის ელექტრონებისა და პროტონების ამჩქარებლების გამოყენება. დამუხტული ნაწილაკების სინქროტრონული გამოსხივება გამოიყენება მაღალი ხარისხის რენტგენული ტრანსმისიული ტომოგრაფიისათვის, რომელიც წარმატებით ავსებს რენტგენულ კომპიუტერულ ტომოგრაფიასა და ჩვეულებრივ ტრანსმისიულ რენტგენოგრაფიას. სამედიცინო რადიაციულ ფიზიკაში რადიონუკლიდების, რადიოდიაგნოსტიკური გამა-კამერების და რადიოთერაპიის სხვადასხვა აპარატების, მათ შორის “კიბერდანების”, გამოყენება შესაძლებელი გახდა რადიაციული ფიზიკის მიღწევების საფუძველზე. ამ ჩამონათვალს შეიძლება დაემატოს ერთფოტონური და პოზიტრონული ემისიური ტომოგრაფია, ბირთვული მაგნეტო-რეზონანსული ტომოგრაფია, მაღალსიხშირული ელექტროენცეფალოგრაფია, ლაზერები, გამოსხივების სხვადასხვა წყაროები და მრავალი სხვა.

თანამედროვე მედიცინის ამა თუ იმ მიმართულებით წარმატებით განვითარებისთვის აუცილებელია მთელი რიგი ფუნდამენტური საკითხების დამუშავება. სამედიცინო ფიზიკის ფუნდამენტური პრობლემას პირველ რიგში წარმოადგენს ადამიანის სხვადასხვა ორგანოსა და სისტემების ფიზიკო-

მათემატიკური მოდელების შექმნა, ადამიანში ველებისა და პროცესების კვლევა პათოლოგიისა და ნორმალური მდგომარეობის პირობებში, ადამიანის ორგანიზმზე ფიზიკური გამოსხივების ზეგავლენის შესწავლა. ამ კონტექსტში შეიძლება გავიხსენოთ ის ფაქტი, რომ დნმ-ის ორმაგი სპირალური სტრუქტურა აღმოჩენილ იქნა სწორედ ფიზიკოსების მიერ, ისეთი ფუნდამენტური ფიზიკური მეთოდით როგორცაა რენტგენოსტრუქტურული ანალიზი, რომელმაც თავის დროზე საფუძველი ჩაუყარა ფიზიკურ კრისტალოგრაფიას და მრავალი ასეთი მაგალითის მოყვანა შეიძლება.

სამედიცინო ფიზიკასთან მჭიდრო კავშირშია სამედიცინო მასალათმცოდნეობა, რომელიც თავის მხრივ წარმოადგენს თანამედროვე მასალათმცოდნეობის ერთ-ერთ ინტენსიურად განვითარებად მიმართულებას.

მასალათმცოდნეობა – მეცნიერების ინტერდისციპლინარული დარგია, რომელიც სწავლობს ზოგიერთი ფაქტორისაგან დამოკიდებულებით მასალების თვისებების ცვლილებას როგორც მყარ, ასევე თხევად მდგომარეობაში. შესასწავლ თვისებებს წარმოადგენს ნივთიერების სტრუქტურა, ელექტრონული, თერმული, ქიმიური, მაგნიტური, ოპტიკური თვისებები. მასალათმცოდნეობა იყენებს მთელ რიგ მეთოდებს, რომლებიც მასალების სტრუქტურის შესწავლის შესაძლებლობას იძლევა.

მედიცინა ცოდნისა და პრაქტიკის სხვა დარგებისაგან განსხვავებით, ყველაზე მეტად იყენებს იმას, რაც შექმნილია თანამედროვე მეცნიერებისა და წარმოების მიერ. მეორეს მხრივ, სწორედ მედიცინა, ადამიანების სიცოცხლისა და ჯანმრთელობის პრობლემების გადაწყვეტის მიზნით განუწყვეტლივ სვამს ამოცანებს მეცნიერებისა და ტექნიკის წინაშე. ეს განსაკუთრებით ეხება ადამიანის ცალკეულ ორგანოებზე ზემოქმედების საშუალებებს, ამ ორგანოების ფუნქციების დროებითი ან ხანგრძლივი ჩანაცვლების მიზნით. ამ შემთხვევაში უმნიშვნელოვანესია უკვე არსებული მასალების გამოყენება და ახალი მასალების შექმნა. რაც უფრო ღრმად იჭრება მედიცინა ადამიანის ორგანიზმის შესწავლის საქმეში, შეიმეცნებს მათი ფუნქციონირების კანონებს უჯრედოვან და გენეტიკურ დონეებზე, მით უფრო იზრდება მოთხოვნები ახალი მასალების შექმნის მიმართულებით, რომლებიც თავსებადია მათთან და არ ახდენს მავნე ზემოქმედებას. თანამედროვე მედიცინაში გამოიყენებიან მასალები, რომლებიც შექმნილია მეტალურგიული, ქიმიური, ნავთობისა და გაზის წარმოებაში, ბიოქიმიური, ბიოფიზიკური და გენური ინჟინერიის მეთოდებით. ესაა ლითონები და შენადნობები, პლასტმასები და პოლიმერები, თხევადი კრისტალები, კომპოზიციური და სხვა მასალები.

სამედიცინო მასალათმცოდნეობა წარმოადგენს მასალათმცოდნეობის იმ ნაწილს, რომელიც სწავლობს მედიცინაში გამოყენებულ მასალებს, გარდა იმ მასალებისა და კომპონენტებისა, რომლებიც გამოიყენება ფარმაციაში. სამედიცინო მასალათმცოდნეობის შესწავლის საგანია ისეთი მასალები, რომლებიც გამოიყენებიან სამედიცინო ხელსაწყოების, პროტეზების, ინპლანტანტების და სხვა დასამზადებლად. მედიცინაში გამოყენებული მასალების ფართო და

მნიშვნელოვანი კლასია ე.წ. ბიომასალები, რომელთა დანიშნულებაა მათი გამოყენება ბიოსამედიცინო მიზნებისთვის. მათ ახასიათებთ ცოცხალ ორგანიზმთან ბიოლოგიური თავსებადობა, ფუნქციონალური თვისებების სტაბილურობა, სტერილიზაციის შესაძლებლობა თერმული, ქიმიური და რადიაციული მეთოდებით, ისინი ასევე გამოიყენებიან ქსოვილშიგა პროტეზირებისთვის.

სამედიცინო ტექნიკის ხარისხის, საიმედოობის და ეკონომიურობის გასაზრდელად, მასალატევადობის შესამცირებლად მუშავდება მაღალეფექტური მეთოდები, რომელთა მიზანია მასალების სიმტკიცის, კოროზიამდევობის, სითბო და სიცივე მედეგობის გაზრდა; ამასთან ერთად ფართოვდება ახალი პოლიმერული და კომპოზიციური მასალების წარმოება, რომლებსაც წინასწარ დასახული თვისებები გააჩნიათ.

მოცემული სახელმძღვანელოს მიზანია მკითხველს მიაწოდოს ინფორმაცია თანამედროვე მედიცინაში გამოყენებულ მასალებზე. ცნობილია, რომ ადამიანის ჯანმრთელობის და ცალკეული ორგანოების ფუნქციის აღდგენა ისტორიულად დაკავშირებულია ბუნებრივი მასალების გამოყენებასთან. საზოგადოების განვითარებასთან ერთად, მედიცინაში დაიწყო გამოყენება მასალებმა, რომლებიც შეიქმნა წარმოების სხვადასხვა დარგების განვითარებასთან ერთად. შემდგომში მედიცინა გახდა დამკვეთი წარმოების იმ დარგების მიმართ, რომლებიც დაკავებულია სამედიცინო მასალათმცოდნეობით. ადამიანის ჯანმრთელობისა და მისი ცალკეული ორგანოების ფუნქციონირებისათვის საჭირო ლითონებიდან სხვადასხვა არაორგანული, ორგანული და კომპოზიციური მასალებისაკენ – ასეთია მათი გამოყენების ისტორია მედიცინაში. სწორედ ამ ისტორიულ აპექტშია წარმოდგენილ მასალა მოცემულ სახელმძღვანელოში.

## 1. მედიცინაში გამოყენებული მასალების კლასიფიკაცია

მედიცინაში გამოიყენება სხვადასხვა შემადგენლობისა და თვისებების მასალები, რაც პირველ რიგში დამოკიდებულია მათ დანიშნულებასა და ორგანიზმთან ურთიერთქმედების ხასიათზე.

მოკლედ განვიხილოთ მედიცინაში გამოყენებული მასალების გამოყენების ზოგიერთი სახე.

**ქირურგიული ნაკერების შესაქმნელი ძაფები.** ჯერ კიდევ ჩვენს წელთაღრიცხვამდე 2000 წლის წინ, ჩინურ ტრაქტატში აღწერილია ნაკერი, რომელიც შექმნილია მცენარეული წარმოშობის მასალისაგან. ძველი ეგვიპტელების მიერ ამ მიზნით 4000 წლის წინ გამოყენებული იყო სელის ძაფები. მიუხედავად ამისა მეოცე საუკუნემდე ამ დანიშნულებით ახალი მასალების ათვისება პრაქტიკულად არ მომხდარა.

კეტიგუტის ძაფები, რომლებიც დღემდე გამოიყენება, შეიქმნა 1840 წელს ლუიჯი პორტას მიერ და ქრომირებით გაუმჯობესებული იქნა ინგლისში ჟოზეფ ლუიჯის მიერ. ეს იყო პირველი გაწოვადი სანაკერო მასალა. ქირურგიაში

ფართოდ გამოყენებული, გავრცელების მხრივ მეორე სანაკერო მასალაა, აბრეშუმი. პირველად ის გამოიყენა ქირურგმა კოხერმა. მეოცე საუკუნეში ჩატარებულმა დეტალურმა ანალიზმა აჩვენა, რომ კეტგუტს და აბრეშუმს გააჩნია მთელი რიგი ნაკლი: მაღალი რეაქტოგენურობა, ალერგიული მოქმედება, გაწოვის არაპროგნოზირებადი ვადა. ყოველივე ამან გამოიწვია მათი შეცვლის აუცილებლობა. მეოცე საუკუნის 40 – 60 -იან წლებში გაჩნდა მრავალი სამუშაო, რომლებიც ეძღვნებოდა ამ მიმართულებით ახალი მასალების ძიებას. ამ გზაზე გვხვდება მრავალი ეგზოტიკური მასალა: ცხენის ძუა, თაგვის, კატის, კენგურუს, ჩრდილოეთის ირმის და ა.შ. ძარღვები. სანაკერო მასალად გამოიყენებოდა სათევზაო ძუაც. მიუხედავად ამისა ამ მასალების ნაკლი (მიღების სირთულე, რეაქტიულობა, ინფიცირების შესაძლებლობა, მექანიკური თვისებები) ხელს უშლიდა მათ გამოყენებას ქირურგიულ პრაქტიკაში.

1924 წელს გერმანიაში ჰერმანმა და ჰესმა პირველად მიიღეს პოლივინილის სპირიტი, რომელიც ითვლება პირველ სანაკერო მასალად. 1927 წელს ამერიკაში კოროტესმა გაიმეორა აღმოჩენა და მიღებულ მასალას ნეილონი დაარქვა. 30-იან წლებში შეიქმნა კიდევ ორი ახალი სინთეტიკური მასალა – კაპრონი (პოლიამიდი) და ლავსანი (პოლიეთერი). უკვე 30-40-იან წლებში დაიწყო ამ მასალების აქტიური გამოყენება ქირურგიაში. 1956 წელს გამოჩნდა პრინციპულად ახალი მასალა – პოლიპროპილენი. 70-იან წლებში შეიქმნა მასალა, რომელიც მნიშვნელოვნად აღემატება თავისი ინერტულობით ყველა ადრე ცნობილ მასალას – პოლიტეტრაფტორეთილენს. 1958 წელს მსოფლიო ბაზარზე გამოჩნდა სინთეტიკური გაწოვადი მასალა დეკსონი პოლიგლიკოლიდის ფუძეზე – გლიკოლმუავას პოლიმერი. 1972 წელს შეიქმნა ახალი სანაკერო მასალა გლიკოლის თანაპოლიმერისა და რძის მუავას საფუძველზე, თანაფარდობით 9:1 (პოლიგლაკტინი). ახალ მასალას დაერქვა ვიკრილი. გარკვეული დროის შემდეგ მისი თვისებები გაუმჯობესებულ იქნა სპეციალური პოლიმერული დანაფარით, რომელმაც მნიშვნელოვნად გააუმჯობესა ძაფის გაყრა ორგანიზმის ქსოვილში. შემდეგ წლებში შემუშავებულ იქნა ისეთი მასალები როგორებიცაა: მონოკრილი, პოლისორბი, მაკსონი. მათ გააჩნიათ მთელი რიგი მნიშვნელოვანი უპირატესობები. ახალი მასალების ძიება ამ მიმართულებით ამჟამადაც ინტენსიურად მიმდინარეობს.

სამედიცინო ქირურგიულ პრაქტიკაში გამოიყენება ისეთი ხელსაწყოები როგორებიცაა: სამედიცინო დანა, სკალპელი, რესპირატორი, სამედიცინო კოვზები, სამედიცინო მარყუქები, მაკრატლები, ძვლის მკვნიტარა, სამედიცინო ხერხები, მოსაჭერი მოწყობილობები, პინცეტები, სარკეები, სამედიცინო ნიჩაბი, რეტრაქტორი, შპატელი, სამედიცინო ზონდები და სხვა.

სამედიცინო დანები მზადდება უჟანგავი ფოლადისაგან, რომელთა პირიც იფარება ნიკელის ან ქრომის ფენით. სკალპელიც მზადდება უჟანგავი ფოლადისაგან. ერთჯერად სკალპელებს არ მოეთხოვებათ მაღალი კოროზიამდებობა და ამიტომ მათ ამზადებენ ნაწრობი ქრომოვანი ფოლადისაგან, მარავალჯერადი სკალპელების მასალა მათგან განსხვავდება მხოლოდ ქრომის

მაღალი შემცველობით ან სხვა უფრო რთული ლეგირებით. ოფტალმოლოგიური სკალპელების მჭრელ პირს ამზადებენ ლეიკოსაფირონისაგან, ან კერამიკისაგან - სტელიტებისაგან სქელი ალმასის დანაფარით. უკანასკნელ ხანებში შეიქმნა სკალპელი, რომლის მჭრელი პირის სისქე სულ რაღაც 0.2 - 0.3 მკმ-ის ტოლია, ის უძლებს ძლიერ მექანიკურ დატვირთვას, მრავალჯერ სტერილიზაციას, ნაკლებად ტრავმატულია, გააჩნია დიდი რესურსი (60-მდე ოპერაცია მკვერივ ქსოვილზე და ხარისხის გარანტია ალესვისას (10-მდე ალესვა).

რესპირატორი მზადდება ფოლადისაგან ქრომის დანაფარით.

სამედიცინო კოვზებს ამზადებენ ნაწრობი ფოლადისაგან, წითელი სპილენძისაგან.

სამედიცინო მარყუჟის მასალას წარმოადგენს სპილენძი ან თითბერი.

სამედიცინო მაკრატლები მზადდება ნახშირბადოვანი ან უჟანგავი ფოლადისაგან.

ძვლის მკვებარის დასამზადებელი მასალაა მხოლოდ უჟანგავი ფოლადი.

სამედიცინო ხერხი მზადდება ნახშირბადოვანი ფოლადისაგან.

სატეხის მასალაა ინსტრუმენტული ფოლადი ან უჟანგავი ფოლადი.

სტომატოლოგიურ ინსტრუმენტებს ამზადებენ ისეთი ფოლადებისა და შენადნობებისაგან, რომლებიც ხასიათდებიან მაღალი სისაღით და ცვეთამედეგობით. ამ მიზნით გამოიყენება ვოლფრამის მაღალი სისაღის ინსტრუმენტული ფოლადი, ასევე ფოლადები კარბიდისა და ვოლფრამის ფუძეზე.

მჭრელი ნაწილების არმირებისათვის გამოიყენება მყარი შენადნობები ვოლფრამის კარბიდის ფუძეზე. მჭრელ ნაწილებზე ასევე დაიტანება ცვეთამედეგი დანაფარები კარბიდისაგან, ნიტრიდისაგან, რკინის ბორიდისაგან, ქრომისაგან, ნიკელისაგან და ა.შ. არამჭრელ ფუძედ გამოიყენება ფოლადი ან ტიტანი. ნახშირბადოვანი ფოლადებისაგან დამზადებული ინსტრუმენტები კოროზიისაგან დაცვის მიზნით იფარება ქრომით, ნიკელით და ა.შ.

ძირითადი მოთხოვნები, რომლებიც წაყენება მომჭერებს ესაა მაღალი წინააღმდეგობა - მცირე პლასტიკური დეფორმაციების მიმართ, მაღალი ცვეთამედეგობა, დაბალი ციკლური დაღლილობა. მომჭერების დასამზადებლად იყენებენ მარტენსიტულ-ფერიტული კლასის ფოლადებს, აუსტენიტურ ფოლადებს ან ფოლადებს ვოლფრამის კარბიდის ფუძეზე ან არავოლფრამულ შენადნობებს.

მომჭერები ასევე მზადდება უჟანგავი ფოლადისა და ტიტანისაგან.

პინცეტები მზადდება უჟანგავი ფოლადისაგან.

მაზონდირებელი და გამშლელი ინსტრუმენტების დასამზადებელ მასალას არ მოეთხოვება რაღაც ახალი სპეციალური მოთხოვნები, ერთადერთი მოთხოვნაა კოროზიამედეგობა და ამიტომაც მზადდებიან კოროზიამედეგი, ნაკლებად დეფიციტური, იაფი ფოლადისაგან, რომელთაც მოცემული კონსტრუქციისათვის კარგი ტექნოლოგიური თვისებები აქვთ. ასეთია მარტენსიტული ფოლადი, თითბერი ქრომის და ნიკელის დანაფარით. ასევე გამოიყენება ქრომნიკელიანი ფოლადი, ტიტანფერიტული ფოლადი.

სარკის, სამედიცინო ნიჩბის, რეფრაქტორის, შპატელის მასალად გამოიყენება უჟანგავი ფოლადი

სამედიცინო ზონდების დასამზადებელი მასალაა ლითონი, რეზინა, პოლიმერი, თითბერი ნიკელის დანაფართო, უჟანგავი ფოლადი ქრომნიკელის დანაფართო.

ელასტიური კათეტერი მზადდება ფტოროპლასტისაგან ან სხვა პოლიმერული მასალისაგან.

თავბუდის დასამზადებელი მასალაა უჟანგავი ფოლადი, თითბერი, ნეიზილბერი და სხვა. ოტოლარინგოლოგიური თავბუდე მზადდება რეზინისაგან, პლასტმასისაგან.

სხვადასხვა მიკროინსტრუმენტების დასამზადებელი მასალებია უჟანგავი ფოლადი. მათ დანიშნულების მიუხედავად წაეყენებათ უწვრილესი სამუშაო უბნების მიღების შესაძლებლობა. ამასთან ეს ფოლადი უნდა იყოს მაღალი სისაღის, კოროზიამდეგი. ეს მიიღწევა დისპერსიულად გამყარებადი უჟანგავი ფოლადის გამოყენებით, რომელთა მაღალი სისაღე მიიღწევა 500<sup>0</sup>C-ზე.

ბრჭყვიალა სამედიცინო ინსტრუმენტების მქრქალით შეცვლის აუცილებლობა გამოწვეულია სინათლის ათინათის შემცირებით. ბრჭყვიალა ინსტრუმენტი იწვევს ექიმების დადლას ხანგრძლივი ოპერაციების დროს. ბრჭყვიალა ინსტრუმენტების გამქრქალება ხდება მექანიკური, ქიმიური, ელექტროქიმიური გზით. ერთ-ერთი გზაა სპეციალური გაღვანური დანაფარების დატანა, მაგალითად ვალიურ-ნიკელის.

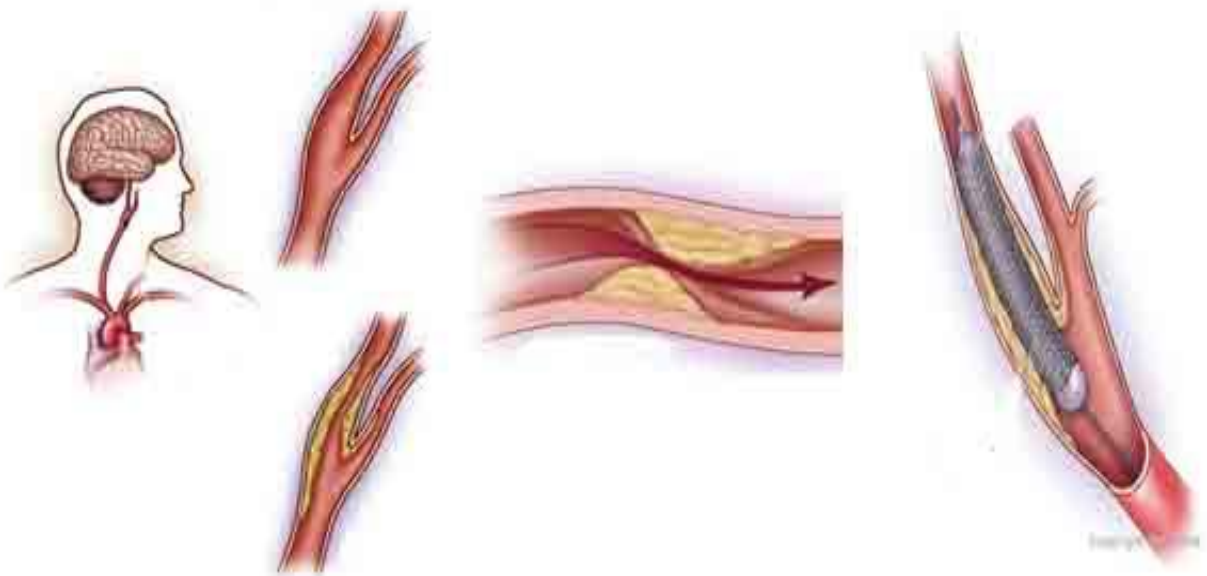
ექსპლოატაციის პროცესში სამედიცინო ინსტრუმენტები განიცდიან ცოცხალი ორგანიზმის ზედაპირულად აქტიური ნივთიერებების ზემოქმედებას, ესაა ცხიმები, ორგანული მუავეები, მარილები, მაგალითად ქლორიდები, რომლებიც კოროზიის აქტივატორებს წარმოადგენენ. გარდა ამისა ბაქტერიოციდული (სანიტარული) დამუშავებისას – ინსტრუმენტები კონტაქტში შედიან გარემოსთან, რომელიც გამოყენებული იყო წინა ბაქტერიოციდული დამუშავების, სტერილიზაციისა და დეზინფექციის დროს და რომელთა უმრავლესობა აგრესიულია იმ ლითონების და მათი შენადნობების მიმართ რომლებიც გამოიყენებიან ინსტრუმენტების დასამზადებლად. ასეთი ზემოქმედებები იწვევენ ინსტრუმენტის კოროზიას, ცვეთას და მწყობრიდან გამოსვლას. ამდენად სამედიცინო ინსტრუმენტები უნდა იყვნენ კოროზიამდეგი, უნდა უძლებდნენ ტემპერატურის ცვლილებას, ჰაერის ტენს, ტრანსპორტირებას, უნდა იყვნენ მდგრადი დეზინფექციისადმი, წინასტერილიზაციური გაწმენდისა და სტერილიზაციისადმი. აქედან გამომდინარე მნივენლოვანია იმ მასალების თვისებების ცოდნა რომლებიც გამოიყენებიან ინსტრუმენტების დასამზადებლად.

უკანასკნელ ხანებში ძალიან ფართო გამოიყენება ჰპოვა სტენტირების ოპერაციამ (კორონალური ანგიოპლასტიკა), რომელიც ნაჩვენებია სისხლძარღვების შევიწროებისას. მოცემული პროცედურა შეიძლება გამოყენებულ იქნას გულის იშემიური დაავადების, სტენოკარდიის, არითმიების, ჰიპერტონიის და მიოკარდის ინფარქტის ასაცილებლად. სტენტირება ჩვეულებრივ



გამოიყენება კორონალური (უშუალოდ გულის მკვებავი) სისხლძარღვების გასაფართოებლად.

თვითონ ცნება “სტენტი” აერთიანებს მოწყობილობებს, რომელთა დანიშნულებაა ცოცხალი ქსოვილების მექანიკური შეკავება და მისი თავდაპირველი დანიშნულება იყო კბილის პროტეზების დამაგრება. ამ გამოგონების ავტორია ჩარლზ სტენტი, ვის სახელსაც ატარებს ეს მოწყობილობა. სისხლძარღვების ღიობის შესანარჩუნებლად კონსტრუირებულ იქნა აქურული, მილისმაგვარი კონსტრუქციები, დიამეტრით 2.5 - 4.5 მმ, რომლებიც ჩაიდგმება სისხლძარღვში კომპაქტური სახით, ფართოვდება მასში განთავსებული ჰაერბალონით დაზიანებული არტერიის დონემდე, ქმნის კარკასს ღიობის შესანარჩუნებლად და შემოსაზღვრავს დაზიანებული არტერიის ნაწილს.



ნახ.1. სტენტირების პროცესის სქემა

თვითონ ცნება “სტენტი” აერთიანებს მოწყობილობებს, რომელთა დანიშნულებაა ცოცხალი ქსოვილების მექანიკური შეკავება და სპეციალური გალვანური დანაფარების დატანა მაგალითად ვალიურ-ნიკელის. სტენტის დასამზადებლად ძირითადად გამოიყენება უჟანგავი ფოლადი, ტანტალის შენადნობები და ნიტინოლი. ამჟამად ინერგება ისეთი მასალები როგორებიცაა ოქრო, გეპარინი, ნახშირბადი (ნახშირბადოვანი ნანოკომპოზიტური ფიროვანი დანაფარი), სილიციუმის კარბიდი, ტიტანის ნიტრიდის ჟანგი, ფოსფორილხოლინი პასიური დანაფარებით. აგრეთვე გამოიყენება აქტიური დანაფარები: ანტიბიოტიკული, ანტიანთებითი, ანტიპროლიფერატული.

ძალიან ფართო გამოყენება აქვთ მასალებს სტომატოლოგიაში. არსებობს ტერმინი “სტომატოლოგიური მასალათმცოდნეობა”, ის წარმოადგენს სამედიცინო მასალათმცოდნეობის ნაწილს, რომელიც მიმართულია სტომატოლოგიურ პრაქტიკასთან კავშირში მყოფი ახალი მასალების შექმნისა და არსებულის სრულყოფისაკენ, მათი ტექნოლოგიური და კლინიკური თვისებების შესწავლისაკენ.

სტომატოლოგიური მასალები შეიძლება დაიყოს ორ ნაწილად: ძირითადი და კლინიკური.

ძირითად მასალებს მიეკუთვნებიან ის მასალები, რომელთა ფუძეზეც მზადდება პროტეზები და პლომბები. სამეცნიერო ლიტერატურაში გამოიყენება ტერმინი “კონსტრუქციული” მასალები, რომელიც სინონიმია “ძირითადის”. უფრო მისაღებია ტერმინი “ძირითადი”, როგორც უფრო მარტივი და გასაგები.

ძირითად მასალებს მიეკუთვნებიან:

- 1) ლითონები და შენადნობები;
- 2) კერამიკა (კერამიკული ფაიფური და სიტალები);
- 3) პოლიმერები (ბაზისური, მოსაპირკეთებელი, პლასტიკური, სწრაფად გამყარებადი პლასტმასები);
- 4) კომპოზოციური მასალები;
- 5) საპლომბი მასალები.

დამხმარე მასალები ეწოდებათ მასალებს, რომლებიც გამოიყენებიან პროტეზირების ტექნოლოგიის სხვადასხვა სტადიაზე. ეს მასალებია:

- 1) საანაბეჭდო;
- 2) მოდელირების;
- 3) საყალიბო;
- 4) აბრაზიული;
- 5) მაპოლირებელი;
- 6) საიზოლაციო;
- 7) ადვილადდნობდი;
- 8) ფლუსები;
- 9) მათათრებელი.

კლინიკური მასალები ეწოდებათ მასალებს, რომლებიც გამოიყენებიან ექიმების მიერ კლინიკური სტომატოლოგიური მიღებისას. ეს მასალებია:

- 1) საანაბეჭდო;
- 2) ცვილი და ცვილის კომპოზიტები.

ასეთი კლასიფიკაცია პირობითია, თუნდაც იმიტომ, რომ კლინიკური მასალების დიდი ნაწილი შექმნილია ხელოვნურად. მასში შედიან როგორც დამხმარე ასევე ძირითადი (საპლომბი) მასალები. ამასთან ერთად, ისეთი მასალები, როგორიცაა პოლიმერები, სამოდელო ცვილები, ლითონები, კერამიკები, არსებითად წარმოადგენენ კლინიკურ მასალებს, ვინაიდან მათთან მუშაობს ორთოპედი სტომატოლოგი კლინიკაში და ისინი განკუთვნილია პირის ღრუში დიდხანს ყოფნისათვის.

სტომატოლოგიურ მასალებს წაყენებათ მრავალფეროვანი მოთხოვნები.

სამედიცინო პრაქტიკაში დიდი გამოყენება აქვთ ტრავმატოლოგიურ იმპლანტატებს (ფირფიტები, ხრახნები, ღეროები). ისინი მზადდებიან ნანოსტრუქტურული, ტექნიკურად სუფთა ტიტანისაგან, ბიოაქტიური ჰიდროქსიფოსფატური დანაფარებით. ტექნიკურმა და კლინიკურმა გამოცდებმა აჩვენეს, რომ ასეთი ქირურგიული იმპლანტატები ხასიათდებიან ისეთი თვისებების ოპტიმალური შერწყმით როგორებიცაა: საკმარისი სიმტკიცე და ელასტიურობა, მაღალი კოროზიული მედეგობა, ორგანიზმისათვის მავნე მინარევების არ არსებობა (მაგალითად ვანადიუმი და ალუმინი). ნანოსტრუქტურული ტიტანის გამოყენება საშუალებას იძლევა შემცირდეს ფირფიტების, პროფილის და ხრახნების თავაკების ზომები, ისე რომ სრულად შენარჩუნდეს მათი ბიომექანიკური სიხისტე, რაც თავის მხრივ აუმჯობესებს ოპერაციის შემდგომი რეაბილიტაციის პროცესს.

სამედიცინო მასალები ფართოდ გამოიყენება ენდოპროტეზირებაში (ბერძნული სიტყვა “ენდო” – შიდა). ენდოპროტეზირების არსი მდგომარეობს სახსრის არეში სპეციალური პროტეზების ჩანერგვაში, რომლებიც იდეალურად იმეორებენ შეწვერებული ზედაპირების ფორმას.

ამჟამად ენდოპროტეზის მრავალი სახეობაა ცნობილი. მათ განწიანთ ექსპლოატაციის დიდი დრო, როგორც წესი ისინი თითქმის 100% უკუგებით მუშაობენ 15 - 20 წლის განმავლობაში. შემდგომი ექსპლოატაციისას (25 წლამდე) მათი საექსპლოატაციო თვისებები მხოლოდ, უნიშვნელოდ 5 - 10% - ით მცირდება.

ენდოპროტეზები მზადდება მასალებისაგან, რომლებიც ბიოლოგიურად თავსებადია ადამიანის ორგანიზმთან. როგორც წესი ესენია სპეციალური სამედიცინო შენადნობები, კერამიკა და პოლიმერული მასალები (პოლიეთილენი). ამჟამად ცვეთამედეგობის თვალსაზრისით ყველაზე საუკეთესოა ენდოპროტეზი, ხახუნის კვანძით ლითონი+ლითონი და კერამიკა+კერამიკა.

**რადიაქტიული მასალები მედიცინაში.** რადიაციული მასალები მედიცინაში გამოიყენება ორი მიმართულებით: დიაგნოსტიკის მიზნით და სამკურნალოდ. ჯანმრთელობის დაცვის მაღალი სტანდარტი და ადამიანის სიცოცხლის გახანგრძლივება წარმოუდგენელია რადიაქტიური ნივთიერებების გარეშე. ამჟამად რადიაქტიულ ნივთიერებებს დიდი გამოყენება აქვთ მთელ მსოფლიოში. მაგალითად აშშ-ში ჰოსპიტალიზირებული 30 მილიონი ადამიანიდან ყოველი მესამის დიაგნოსტიკისათვის ან სამკურნალოდ გამოიყენება რადიაქტიული ნუკლიდები. ნუკლიდი ატომების სახეობაა, რომლებიც ხასიათდებიან გარკვეული მასური რიცხვით, ატომური ნომრით და ბირთის ენერგეტიკული მდგომარეობით. ნუკლიდებს გააჩნიათ დაკვირვებისათვის საჭირო სიცოცხლის ხანგრძლივობა. ნუკლიდები ორი სახისაა: სტაბილური და რადიაქტიური. სტაბილური ნუკლიდები არ განიცდიან სპონტანურ რადიაქტიურ გარდაქმნებს, ხოლო რადიაქტიური ნუკლიდები რადიაქტიური გარდაქმნებით გადადიან სხვა ნუკლიდებში.

ზოგიერთი რადიაქტიული ნივთიერება, მაგალითად რადიუმი, მოიპოვება ბუნებაში, ხოლო ზოგიერთი მიიღება ხელოვნური გზით, მაგალითად კობალტი 60. დიაგნოსტიკური პროცედურებისათვის რადიაქტიური ნივთიერების მცირე



ნახ.2. ენდოპროთეზი და მისი დეტალები

რაოდენობა შეჰყავთ ორგანიზმში ინექციით, ინგალაციით ან პერორალური გზით. რადიაქტიული სამედიცინო პრეპარატი გროვდება სადიაგნოსტიკო უბანში და გამოასხივებს ფოტონებს, რომლებიც შეიძლება აღმოჩენილ იქნან მოწყობილობით, რომელსაც გამა კამერა ეწოდება. ეს უკანასკნელი ქმნის გამოსახულებას, რომელიც იძლევა ინფორმაციას ორგანოს ფუნქციონირების, მისი შემადგენლობის და ა.შ. შესახებ, რომლებსაც შემდგომ ექიმები იყენებენ მკურნალობის მიზნით. ბირთვული მედიცინის გამოყენების ორი მაგალითია ტექნეციუმ 99-ის გამოყენება ძვლის, გულის და სხვა ორგანოს დაავადების დიაგნოსტიკისათვის და რადიაქტიური იოდის გამოყენება ფარისებრი ჯირკვლის დიაგნოსტიკისათვის.

მასალათმცოდნეობა, კერძოდ სამედიცინო მასალათმცოდნეობა, შეისწავლის სხვადასხვა სახის მასალებს, რომელთა გამოყენების არეალი განსხვავებულია. არსებობს ასეთი მასალების კლასიფიკაციის სხვადასხვა ვარიანტი. მაგალითად კლასიფიკაციის ერთ-ერთი ვარიანტია კლასიფიკაცია ატომებს შორის კავშირების ტიპით. კლასიფიკაციის სხვა ვარიანტი ეფუძნება ატომურ სტრუქტურასა და ქიმიურ შემადგენლობას. ახალი სამედიცინო მასალების კლასიფიკაცია უფრო ფართოა და ერთ-ერთი ვარიანტია ასეთია:

- 1) ბიომასალები;
- 2) ნახშირბადი;
- 3) კერამიკა;
- 4) კომპოზიციური მასალები;
- 5) მინები;
- 6) ლითონები;
- 7) ნანომასალები;
- 8) პოლიმერები;
- 9) ნახევარგამტარები;
- 10) თხელი ფენები;
- 11) ძნელდნობადი მასალები;
- 12) ფუნქციონალური მასალები
- 13) რადიაქტიული მასალები

## 2.სამედიცინო მასალების ურთიერთქმედება ადამიანის ორგანიზმთან

მედიცინაში გამოყენებულ მასალებს გარდა საჭირო თვისებებისა, გააჩნიათ ე.წ. გვერდითი მოვლენები და არცერთი მათგანი ამ თვალსაზრისით იდეალური არ არის. ამდენად კლინიკური მასალათმცოდნეობა სწავლობს მასალების ურთიერთქმედებას ადამიანის ორგანიზმთან (ავადმყოფი, ექიმი). მოკლედ შევეხეთ ამ საკითხს კბილის პროტეზირების მაგალითზე. ადამიანის ორგანიზმისა და პროტეზირებისას გამოყენებული მასალების კლინიკური გამოვლენა დამოკიდებულია მრავალ ფაქტორზე: ადამიანის სომატურ და ფსიქიკურ მდგომარეობაზე, ასაკზე, სქესზე, კბილის რიგის დაზიანების სიდიდეზე და ა.შ.

გამოყოფენ მასალის ადამიანის ორგანიზმზე ზემოქმედების რამდენიმე ასპექტს:

- ა) მექანიკური;
- ბ) ტოქსიკური;
- გ) ალერგიული;
- დ) თერმომაიზოლირებელი.

ა) მასალის მექანიკური მოქმედება დამოკიდებულია მასალის სახეობასა და უფრო მეტად კონტაქტის ფართობზე ადამიანის ორგანიზმის ქსოვილსა და მასალას შორის.

მექანიკური ზემოქმედების გამოვლენა სხვადასხვანაირია – ლოკალური გაწითლებიდან დაწყებული რბილი ქსოვილების შეშუპებით დამთავრებული. შეიძლება დაიმზირებოდეს კატარალური ანთების წყაროები, ეროზიები და ჰიპერპლასტიკური გაზრდა. ამრიგად გაღიზიანების მექანიკური ფაქტორი მჭიდრო ეტიოლოგიურ კავშირშია სხვადასხვა სტომატიტთან.

მასალის მექანიკური ზემოქმედება იცვლება მასალის მოქმედების ვადის, ფიზიკო-მექანიკური ვარიაბელობისაგან დამოკიდებულებით. მაგალითად პოლიმერებისათვის პირის დრუში დამახასიათებელია დაბერვა, ანუ წრფივ-მოცულობითი ცვლილებები. ამრგად, მაგალითად რაც უფრო მეტ ხანს იმყოფება პოლიმერული მასალა ადამიანის ორგანიზმში მით მეტია მისი მექანიკური გაგლენა.

მასალის მექანიკური ზემოქმედება ორგანიზმის ქსოვილზე დამოკიდებულია მასალის ფიზიკო-მექანიკურ თვისებებზე. ასე მაგალითად მდგრადობა ცვეთაზე, სხვადასხვა მასალისათვის სხვადასხვა: ის გაცილებით მეტია ვოქვათ ფაიფურისათვის, ვიდრე პოლიმერებისათვის.

ბ) მასალის ტოქსიკური ზემოქმედება დამოკიდებულია მის შემადგენლობაზე და თვისებებზე (ფიზიკური, ტექნიკური, ტოქსიკოლოგიური და სხვა). მაგალითად პოლიმერების შემადგენლობაში შემავალი შემავსებლები, პლასტიკატორები, სტაბილიზატორები, საღებავები, როგორც ცალ-ცალკე ისე ერთად შეიძლება ტოქსიკურები იყვნენ. აკრილური პლასტმასის ძირითადი ტოქსიკოგენური ფაქტორია მონომერი.

პოლიმერული მასალების დაშლა იწვევს მათი მექანიკური თვისებების გაუარესებას და მას გააჩნია ზოგადი სახელწოდება – პოლიმერის დაბერება. პოლიმერებისა და მათ ბაზაზე შექმნილი კომპოზიციების დაძველების პროცესს საფუძვლად უდევს სხვადასხვა ფიზიკო-მექანიკური პროცესები, რომლებიც დაკავშირებულია მაკრომოლეკულური ჯაჭვების გაწყვეტასა და უფრო დაბალმოლეკულური პროდუქტების წარმოქმნასთან. ამ პროცესებს მალის დესტრუქცია ეწოდება და მისი მიზეზია ბიოლოგიური გარემოს ზემოქმედება, მექანიკური დაძაბულობები, ტემპერატურების მნიშვნელოვანი სხვაობა და სხვა.

სამედიცინო მასალათმცოდნეობაში დამუშავებულია მთელი რიგი მეთოდები, რომლებიც საშუალებას იძლევა საჭირო მიმართულებით შეიცვალოს არა მარტო ფიზიკო-მექანიკური, ქიმიური არამედ მასალის ტოქსიკოლოგიური თვისებებიც.

პოლიმერებს გარდა ადგილობრივი და ტოქსიკური ზემოქმედებისა შეიძლება გააჩნდეთ ზოგადი ზემოქმედებაც, მაგალითად საჭმლის მომწეებელ ორგანოებზე.

პოლიმერულმა მასალებმა შეიძლება გამოიწვიონ დისბაქტერიოზი, რამაც სითბომაიზოლირებელ თვისებებთან ერთად შეიძლება გამოიწვიოს სხვა მასალების ტოქსიკურობაც. მასალის (მაგალითად პროტეზის) თერმომაიზოლირებელი მოქმედება დამოკიდებულია პროტეზის ბაზისის სტრუქტურულ და წრფივ-მოცულობით თვისებებზე. ამასთან ლორწოვანი გარსის აერაციის დარღვევის გარდა იცვლება თერმორეცეპტორული აღქმა.

გ) პლასტმასის თერმომაიზოლირებელი მოქმედება პროვოცირებას უწევს ადამიანის ალერგიულ რეაქციას.

მიღებულია ალერგენტად ჩაითვალოს ცილის ბუნების ნივთიერება, რომელიც იწვევს ალერგიულ რეაქციას. ნივთიერებას, რომელის ჩანერგვაც ადამიანის

ორგანიზმში იწვევს ალერგიას – ალერგენი ეწოდება, ხოლო თუ მასალა იმუნურ რეაქციას ავითარებს - ანტიგენი. ალერგიული რეაქცია შეიძლება გამოიწვიოს არამარტო ანტიგენური ბუნების მასალამ, არამედ იმ მასალამაც, რომელსაც ეს თვისებები არ გააჩნია.

ალერგია ბერძნული სიტყვაა (ბერძნული *allos* – სხვა და *ergon* – მოქმედება) – ესაა ორგანიზმის მგრძობიარობის ან რეაქტიულობის ცვლილება მასზე მიკრობების, უცხო ბუნების ტრანსოფირებული ცილების ზემოქმედებაზე.

ასეთ მასალებს ეკუთვნის მრავალი მიკრომოლეკულური შენაერთი, მაგალითად სამედიცინო პრეპარატები, მარტივი ქიმიური ნივთიერებები (ქრომი, ნიკელი და სხვა), ასევე უფრო რთული არაცილოგანი შემადგენლობის პროდუქტები (მონომერები). მათ ეწოდებათ ალერგენები. ორგანიზმში მოხვედრისას ისინი, როგორც წესი, არ რთავენ იმუნურ მექანიზმებს, არამედ ანტიგენები ხდებიან ადამიანის ორგანიზმის ქსოვილის ცილებთან შეერთების შემდეგ. ამასთან წარმოიქმნებიან ე.წ. კონიუგირებული (ანუ კომპლექსური) ანტიგენები, რომლებიც ორგანიზმის სენსიბილიზაციას იწვევენ.

სენსიბილიზაცია ესაა ორგანიზმის მგრძობიარობის გაზრდა ეკზოგენური ან ენდოგენური წარმოშობის ბუნების ანტიგენების მიმართ.

ორგანიზმში ამ ალერგენების (ალერგენების) მეორადი მოხვედრისას ისინი ხშირად ურთებიან წარმოქმნილ ანტისხეულებს და/ან სენსიბილიზირებულ ლიმფოციტებს, უკვე დამოუკიდებლად წინასწარ ცილებთან მიერთების გარეშე. ზოგჯერ ანტიგენის როლს ასრულებს არა მთლიანად ქიმიური ნაერთი, არამედ მისი მხოლოდ ნაწილის ჯგუფები.

ერთნაირი ჯგუფები შეიძლება იმყოფებოდნენ სხვადასხვა ქიმიური ნაერთის შემადგენლობაში. ამიტომ ერთი ქიმიური ნივთიერების მიმართ სენსიბილიზაციისას შესაძლებელია გამოვლინდეს ალერგია სხვა ქიმიური დაჯგუფების მიმართ, თუ მათ ანალოგიური დაჯგუფება გააჩნიათ.

ხშირად რეაქცია ძირითად მასალებზე ავადმყოფებში (და შესაძლებელია ექიმებშიც) მიმდინარეობდეს იდიოსინკრაზიის ტიპით.

იდიოსინკრაზია (ბერძნული *ideos* – თავისებური, არაჩვეულებრივი და *synkrisis* – წანაცლება) - ორგანიზმის მომატებული მგრძობიარობა გარკვეული ნივთიერების მიმართ (საკვები პროდუქტები, მედიკამენტები და სხვა).

ამჟამად ორთოპედიული მეურნალობისათვის გამოიყენება ლითონების სხვადასხვა შენაერთები, რომელთა შემადგენლობაში შედის ქრომი, რკინა, ნიკელი, ტიტანი, მანგანუმი, კობალტი, ცინკი, ვერცხლი, ოქრო, ბერილიუმი და დაახლოებით კიდევ ოცამდე ლითონი. ამასთან ლითონის ორგანიზმზე ზემოქმედების ხარისხი მრავალ ფაქტორზეა დამოკიდებული, რომელთა შორის უმნიშვნელოვანესია ტექნოლოგია და ტექნოლოგიური დისციპლინა.

ასე მაგალითად ლითონის ხანგრძლივი და ძლიერი გახურება იწვევს სტრუქტურული მარცვლების საზღვრების გასწვრივ ოქსიდების წარმოქმნას; მაფორმირებელი მასის არასწორი შერჩევა იწვევს სხმულის გაჭუჭყიანებას გოგირდით და ა.შ. მინარეული ატომების (ნიკელი, ქრომი, რკინა, სპილენძი,

მანგანუმი) არსებობა სავსებით შესაძლებელია მრავალი ავადმყოფობის მიზეზი გახდეს.

ორგანიზმში უჟანგავი ფოლადის პროტეზმა შეიძლება გამოიწვიოს გაღვანური დენები, რომლებიც უშუალოდ ზემოქმედებენ უჯრედებზე, ცვლიან რამათ მემბრანულ პოტენციალს, იონურ ცვლას და ა.შ.

ლითონური ჩანართების პოტენციალი შეიძლება დიდი იყოს და შექმნას 70 მატოლი დენი, რამაც შეიძლება არასასიამოვნო შეგრძნებები გამოიწვიოს..

ქრომის იონები ადვილად აღწევენ ადამიანის ორგანიზმში, მაგალითად დაუზიანებელი კანიდანაც კი, რაც შეიძლება გარკვეული ავადმყოფობის მიზეზიც გახდეს.

მედიცინაში გამოყენებულ ქრომ-ნიკელის შენაერთებს გააჩნიათ საეჭვო ინერტულობა. ბერილიუმში, რომელიც ჩვეულებრივ გამოიყენება როგორც ამ შენაერთების სამსხმელო თვისებების გასაუმჯობესებელი დანამატი, ითვლება პოტენციურ კანცეროგენულ დანამატად და წარმოადგენს პოტენციურ საშიშროებას ლაბორანტებისათვის, რომლებმაც შესაძლებელია ჩაისუნთქონ ბერილიუმისა და მისი შენაერთების ორთქლი, თუ დაცული არ იქნება შესაბამისი პირობები.

ნიკელმა შეიძლება გამოიწვიოს ალერგიული რეაქცია მაღალი მგრძობიარობის ადამიანებში. ის იძლევა გაცილებით მეტ ალერგიულ დანამატებს ვიდრე ყველა სახის ლითონი ერთად აღებული. მთელი რიგი მკვლევარების აზრით მთელი მოსახლეობის 4.5 % გააჩნია ნიკელის მიმართ მგრძობიარობა, ამასთან რეაქციის ალბათობა ქალებში 10-ჯერ მეტია ვიდრე მამაკაცებში.

### **3. მედიცინაში გამოყენებული ლითონებისა და შენადნობების ფიზიკური, ქიმიური, მექანიკური და ტექნოლოგიური თვისებები**

რომელიმე მასალის პრაქტიკული მიზნით გამოყენების წინ საჭიროა ვიცოდეთ მისი თვისებები. ლითონები და მათი შენადნობები ხასიათდებიან ფიზიკური, ქიმიური, მექანიკური და ტექნოლოგიური თვისებებით.

მასალის ფიზიკური თვისებებია: ფერი, სიმკვრივე, დნობის ტემპერატურა, დნობის სითბო, სითბური გაფართოება, სითბოგამტარობა, ელექტროგამტარობა, მაგნიტური თვისებები და სხვა.

ქიმიურ თვისებებს მიეკუთვნება: მასალის უნარი წინააღმდეგობა გაუწიოს სხვადასხვა გარემოს ქიმიურ და ელექტროქიმიურ ზემოქმედებას ნორმალურ და მაღალ ტემპერატურებზე, რეაქციაში შევიდეს სხვა მასალებთან.

ლითონებისა და შენადნობების მექანიკური თვისებები ეწოდება იმ თვისებების ერთობლიობას, რომლებიც ახასიათებენ მათ უნარს წინააღმდეგობა გაუწიონ გარეშე დატვირთვებს.



მასალების ტექნოლოგიური თვისებები ახასიათებენ მათ უნარს დაემორჩილონ ცივ და ცხელ დამუშავებას.

ლითონები წარმოადგენენ ნივთიერებებს, რომლებიც ჩვეულებრივ პირობებში ხასიათდებიან მაღალი ელექტრო- და სითბოგამტარობით, ჭედადობით, “ლითონური ბრჭყვიალით”, სინათლისადმი გაუმჭვირვალობით და სხვა თვისებებით, რომლებიც განპირობებულია მათ კრისტალურ მესერში დიდი რაოდენობის გამტარებლობის მოძრავი ელექტრონების არსებობით.

პრაქტიკაში ლითონები პირობითად ორ ნაწილად იყოფიან: შავი ლითონები (რკინა და მათი შენადნობები) და ფერადი ლითონები ( სპილენძი, თუთია, კალა და სხვა დანარჩენი).

ლითონების თვისებები აიხსნება მათი აგებულებით, კერძოდ:

- 1) ატომების ელექტრონების განლაგებით და მათი მოძრაობის თავისებურებით;
- 2) ატომების, იონების და მოლეკულების განლაგებით სივრცეში;
- 3) კრისტალური მესერის ზომებით, ფორმით და ხასიათით.

ატომური აგებულების თავისებურება განსაზღვრავს ლითონების ურთიერთქმედების ხასიათს, უნარს წარმოქმნას სხვადასხვა შენაერთები, რომლებშიც შედის რამდენიმე ლითონი, ლითონი არალითონთან და სხვა.

სხვადასხვა ტემპერატურაზე, ზოგიერთ ქიმიურ ელემენტს გააჩნია ორი და მეტი მდგრადი კრისტალური მესერი. ერთი და იმავე ლითონის სხვადასხვა ტემპერატურაზე, სხვადასხვა ფორმაში (მოდიფიკაციაში) არსებობას, პოლიმორფიზმი ან ალოტროპია ეწოდება, ხოლო ერთი აგებულებიდან მეორეში გადასვლას – პოლიმორფული (ალოტროპიული) გადასვლა. პოლიმორფული გადასვლის შედეგად მიღებულ ალოტროპიულ ფორმებს ჩვეულებრივ აღნიშნავენ ბერძნული ანბანის ასოებით  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ,  $\delta$ . ასეთ პოლიმორფულ ლითონებს ეკუთვნის კობალტი (Co), კალა (Sn), თუთია (Zn), მანგანუმი (Mn), რკინა (Fe) და სხვა. ლითონებს, რომლებსაც მხოლოდ კრისტალური მესერის ერთი ტიპი გააჩნიათ იზომორფული ეწოდებათ, მათ ეკუთვნით ალუმინი (Al), სპილენძი (Cu), ნიკელი (Ni), ქრომი (Cr), ვოფრამი (W) და სხვა.

ლითონური შენადნობები ესაა მაკროსკოპული ერთგვაროვანი სისტემები, რომლებიც შედგებიან ორი და მეტი ლითონისაგან, დამახასიათებელი ლითონური თვისებებით. ფართო გაგებით შენადნობები ეწოდება ნებისმიერ ერთგვაროვან სისტემებს, რომლებიც მიიღებიან ლითონების, არალითონების, ოქსიდების, ორგანული ნივთიერებების შედნობით.

ქიმიურ ელემენტებს, რომლისგანაც შედგებიან შენადნობები კომპონენტები ეწოდებათ. შენადნობის ერთგვაროვან ნაწილს, რომელიც შემოსაზღვრულია გამყოფი ზედაპირით, ფაზა ეწოდება. გამყოფი საზღვრის გადაკვეთისას შემადგენლობა ან სტრუქტურა შეიძლება მკვეთრად შეიცვალოს.

ელემენტების (კომპონენტების) რაოდენობისაგან დამოკიდებულებით არჩევენ ორ-, სამ- და მრავალკომპონენტიან შენადნობებს.

სუფთა ლითონი ეს არის სისტემა ერთი კომპონენტისაგან. თუ ალოტროპიულ გარდაქმნას ადგილი არა აქვს, ასეთი სისტემა შეიძლება შედგებოდეს:

- 1) ერთი ფაზისაგან (აირადი);
- 2) ორი ფაზისაგან (აირი სითხე ან აირი, მყარი სხეული);
- 3) სამი ფაზისაგან (აირი, სითხე, მყარი სხეული).

თითოეული ამ ფაზათაგანი ერთკომპონენტია.

სისტემები შეიძლება იყვნენ ჰომოგენური და ჰეტეროგენური. სისტემა ჰომოგენურია თუ ის ფიზიკურად ერთგვაროვანია, მიუხედავად მისი ქიმიური ერთგვაროვნებისა. მაგალითად, ქიმიური კომპონენტების (აზოტი, ჟანგბადი და სხვა) ნარევი, რომლებიც ქმნიან ჰაერს, ჰომოგენური ერთფაზა სისტემაა. სისტემები, რომლებიც შედგებიან ერთზე მეტი ფაზისაგან, წარმოადგენენ ჰეტეროგენულ სისტემებს.

იმისათვის, რომ სისტემა ქიმიურად მთლიანად იქნას აღწერილი, საჭიროა ვიცოდეთ ფაზების რიცხვი, მათი ფარდობითი რაოდენობა და თითოეული მათგანის შემადგენლობა. ფაზის შემადგენლობის ქვეშ იგულისხმება ყველა კომპონენტის ფარდობითი შემცველობა, რომლისგანაც ის შედგება. სიტყვა შემცველობა (ზოგჯერ იხმარება – კონცენტრაცია) იხმარება ერთმანეთში ხსნადი ელემენტების კომპონენტების მიმართ, ხოლო შემადგენლობა ფაზის მიმართ.

როგორც ცნობილია, ქიმიური ელემენტები ატომის სახეებია, რომლებსაც გააჩნიათ ატომბირთვის ერთნაირი მუხტი. ერთგვაროვანი ატომები ერთმანეთთან შეერთებისას ქმნიან მარტივ ნივთიერებებს. ხოლო სხვადასხვაგვარმა ატომებმა შეიძლება შექმნან :

- 1) მყარი ხსნარები;
- 2) მარტივი ნივთიერებების მექანიკური ნარევი;
- 3) ქიმიური ნაერთი.

როდესაც ერთი ელემენტის ატომები შედიან მეორე ელემენტის კრისტალურ მესერში, მაშინ ამბობენ, რომ მიიღება მყარი ხსნარი. მყარ ხსნარში კომპონენტების ატომებს შორის თანაფარდობა შეიძლება ფართო ფარგლებში იცვლებოდეს. არსებობს მყარი ხსნარების სამი სტრუქტურული ტიპი:

- 1) ჩანაცვლების მყარი ხსნარი;
- 2) ჩანერგვის მყარი ხსნარი;
- 3) გამოკლების მყარი ხსნარი.

ჩანაცვლების მყარ ხსნარში მეორე კომპონენტის ატომები ჩანაცვლებიან ძირითადი (გამსხნელი) ატომების ადგილებს კრისტალური მესრის კვანძებში. ამასთან ჩანაცვლება ხდება ქაოსურად ყოველგვარი წესრიგის გარეშე.

ჩანერგვის მყარი ხსნარის შემთხვევაში მეორე კომპონენტის ატომები თავსდებიან პირველი კომპონენტის ატომებს შორის სივრცეში

გამოკლების მყარი ხსნარები (ხსნარები დეფექტური მესრით) წარმოიქმნიებიან მხოლოდ ქიმიური ნაერთების ფუძეზე. ასეთ მყარ ხსნარებში ელექტროფიზიკური თვისებები ერთმანეთისაგან მკვეთრად არ უნდა განსხვავდებოდეს (ე.ი. ორივე უნდა იყოს ელექტროდადებითი ან ელექტროუარყოფითი). ცხადია ამ პირობის შესასრულებლად ელემენტები უნდა იმყოფებოდნენ პერიოდული სისტემის ერთ ქვეჯგუფში ან მეზობელ ჯგუფებში.

მიუხედავად მათი ტიპისა, მყარ ხსნარებს გააჩნიათ ატომური ხასიათი. ეს იმას ნიშნავს, რომ მათ კრისტალურ მესერში შეიძლება აღმოჩენილ იქნას მხოლოდ ატომები მაგრამ არა მოლეკულები.

მყარი ხსნარის წარმოქმნის ნიშანია გამხსნელი კომპონენტის კრისტალური მესრის ტიპის შენარჩუნება. მყარი ხსნარების წარმოქმნისას კრისტალური მესერი ყოველთვის მახინჯდება და მესრის პერიოდი ან იზრდება ან მცირდება. თანაც ჩანერგვის მყარი ხსნარის წარმოქმნისას გამხსნელი კომპონენტის მესრის პერიოდი ყოველთვის იზრდება.

როდესაც კომპონენტების ატომები მყარ მდგომარეობაში ერთმანეთში არ იხსნებიან (არ წარმოქმნიან მყარ ხსნარს) და ასევე არ შედიან ერთმანეთთან ქიმიურ რეაქციაში და არ ქმნიან ქიმიურ ნაერთს, მაშინ წარმოიქმნება მექანიკური ნარევი და შენადნობი შედგება კომპონენტების კრისტალებისაგან.

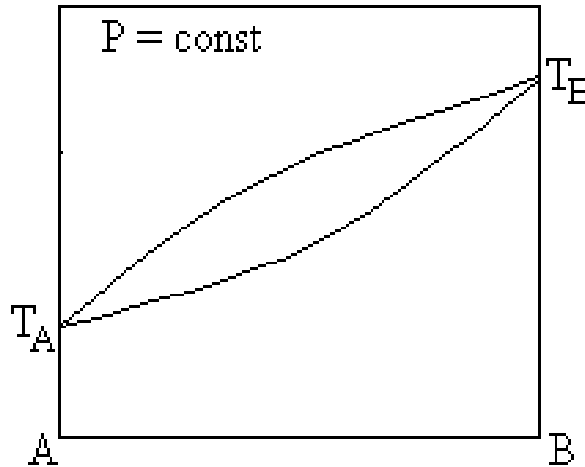
როდესაც ელემენტების ელექტროქიმიურ თვისებებს შორის განსხვავება დიდია, წარმოიქმნება ქიმიური ნაერთი. ქიმიურ ნაერთში კომპონენტების რაოდენობის ფარდობა ყოველთვის მცირე მარტივი რიცხვების ფარდობის შესაბამისია -  $A_nB_m$  სადაც  $n$  და  $m$  მარტივი რიცხვებია. ქიმიური ნაერთის თვისებები მკვეთრად განსხვავდება მისი შემადგენელი ელემენტების თვისებებისაგან, მაშინ როდესაც მყარი ხსნარის წარმოქმნისას თვისებები მდოვრედ იცვლება მეორე კომპონენტის რაოდენობის ზრდასთან ერთად და ის ახლოსაა ან ერთი ან მეორე კომპონენტის თვისებასთან.

ნებისმიერი შენადნობის შესწავლა იწყება შესაბამისი სისტემის მდგომარეობის დიაგრამის აგებით და ანალიზით. ის საშუალებას გვაძლევს შევისწავლოთ ფაზები და შენადნობების სტრუქტურული შემადგენლები. იმისათვის, რომ გრაფიკულად აღწერონ რაიმე სისტემის ფაზური მდგომარეობა, სარგებლობენ ფაზური წონასწორობის დიაგრამებით, რომლებსაც მდგომარეობის დიაგრამებსაც უწოდებენ. სისტემის ფაზური მდგომარეობის აღწერის ქვეშ გულისხმობენ იმის დადგენას თუ რომელი ფაზები (ქიმიური ნაერთი, მყარი ხსნარი, მექანიკური ნარევი) არსებობს სისტემაში და რა ფარგლებში. მდგომარეობის დიაგრამებით გრაფიკულად აღწერენ წონასწორობაში მყოფ ფაზებს ცვლადი სიდიდეების (შემადგენლობა, ტემპერატურა, წნევა) სხვადასხვა მნიშვნელობისათვის. ეს სამი სიდიდე ერთმანეთისაგან სრულიად დამოუკიდებელია, ამიტომ ორკომპონენტიანი სისტემის დიაგრამა აისახება ზედაპირით სივრცეში. იმისათვის, რომ დიაგრამა გამოსახულ იქნას უფრო მოსახერხებლად (სიბრტყეზე), რომელიმე ამ სიდიდეს ჩათვლიან მუდმივად და აგებენ ტემპერატურა - შემადგენლობა, წნევა - შემადგენლობა ან ტემპერატურა - წნევა დიაგრამებს. უმრავლეს შემთხვევაში წნევა (ძალიან მაღალი წნევების გარდა) პრაქტიკულად გავლენას არ ახდენს ფაზურ წონასწორობაზე თხევად და მყარ მდგომარეობაში და ამიტომ ძირითადად აგებენ ტემპერატურა - შემადგენლობის დიაგრამებს.

მოკლედ შევეხოთ მდგომარეობის დიაგრამების ტიპებს.

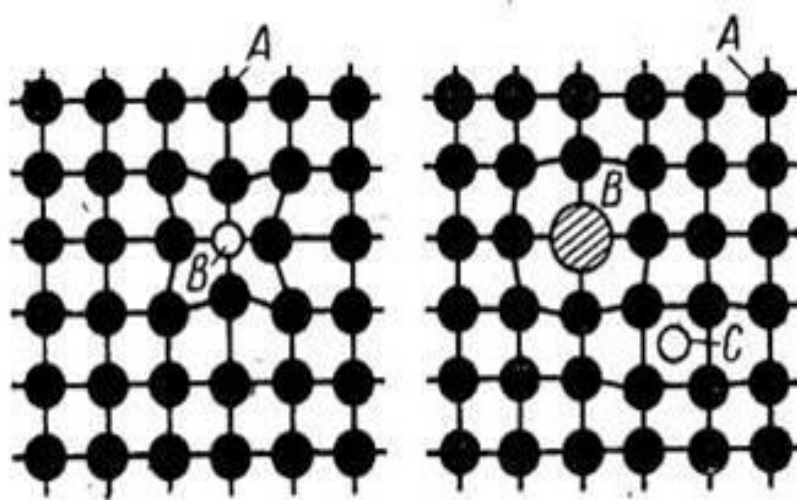
1) **სრული ხსნადობა მყარ და თხევად მდგომარეობაში.** ასეთ შემთხვევას ადგილი აქვს ჩანაცვლების მყარი ხსნარის წარმოქმნის დროს (ნახ.3).

დიაგრამაზე ჰორიზონტალურად გადაზომილია კომპონენტების პროცენტული შემცველობა. **A** წერტილი შეესაბამება **A** - კომპონენტის 100 % - იან შემცველობას, **B** წერტილი - **B** კომპონენტის 100 % - იან შემცველობას. ვერტიკალურ ღერძზე გადაზომილია ტემპერატურები. ზედა წირის ზემო ნაწილში არსებობს მხოლოდ თხევადი ფაზა და მას ლიკვიდუსის წირი ეწოდება. ქვედა წირის ქვემოთ კი არსებობს მხოლოდ მყარი ფაზა და მას სოლიდუსის წირი ეწოდება. სოლიდუსისა და ლიკვიდუსის წირებს შორის არსებობს მყარი და თხევადი ფაზების ნარევი.

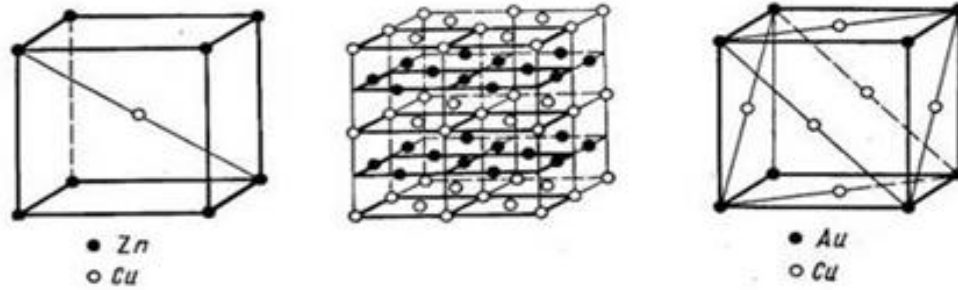


ნახ.3. მყარი ხსნარის უწყვეტი რიგის შესაბამისი მდგომარეობის დიაგრამა

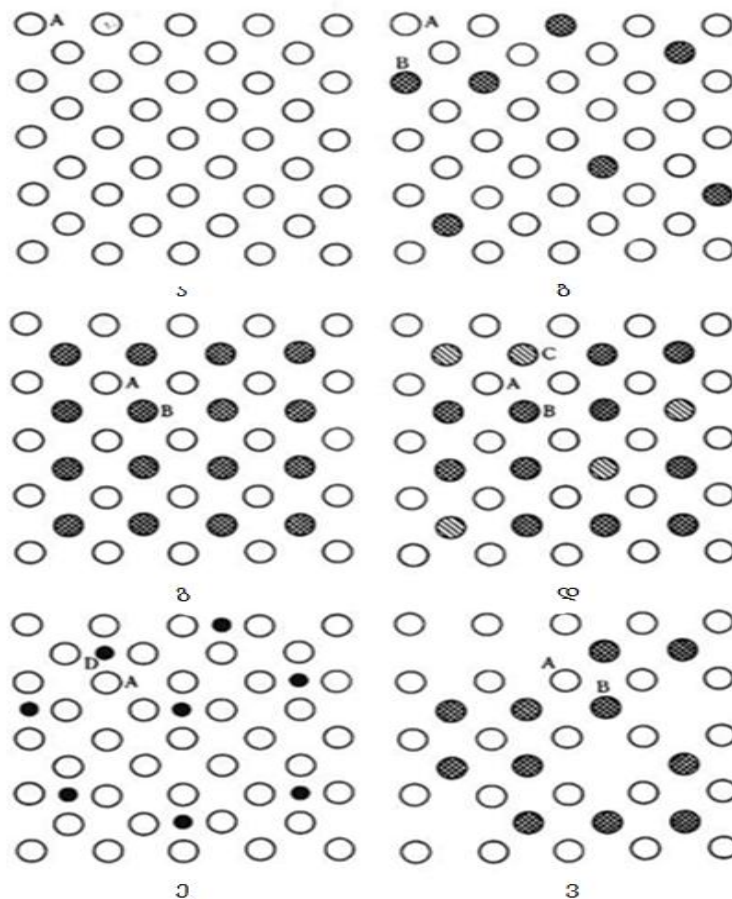
ჩანაცვლების ან ჩანერგვის მყარ ხსნარებში შესაძლებელია ადგილი ჰქონდეს კრისტალური მესრის დამახიჯებას (ნახ.4).



ნახ.4. კრისტალური მესრის დამახიჯება ჩანაცვლებისა და ჩანერგვის მყარი ხსნარის წარმოქმნის დროს



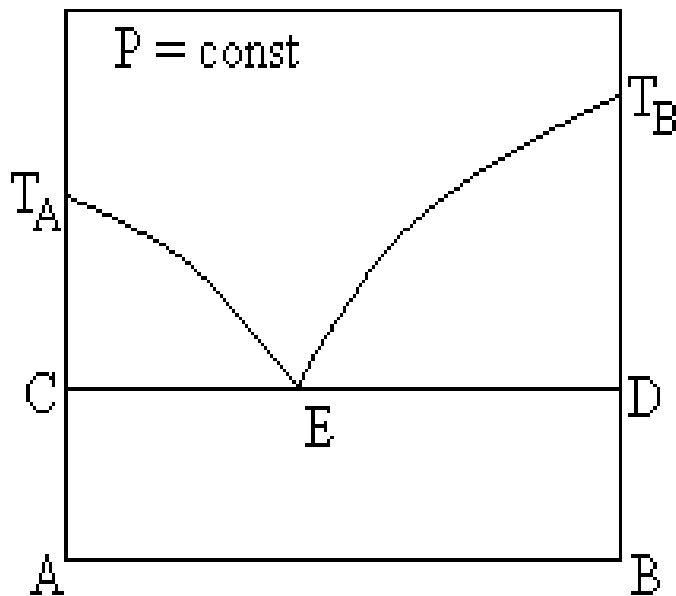
ნახ.5. მოწესრიგებული მყარი ხსნარების კრისტალური მესრები



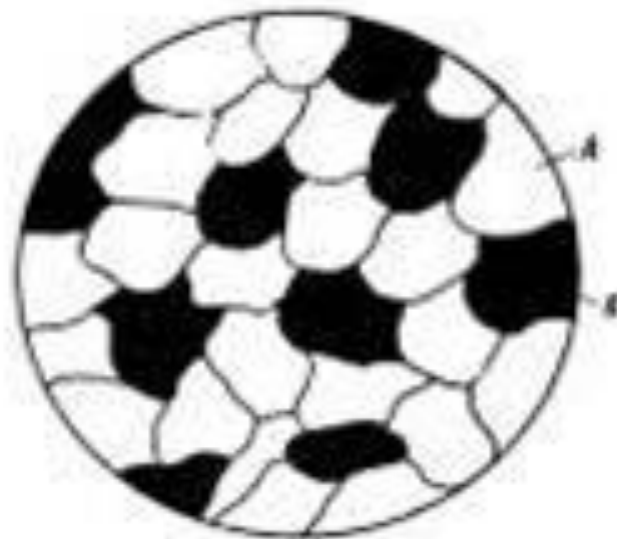
ნახ. 6. მყარ ხსნარებში ატომების განლაგების სქემები: ა) სუფთა ელემენტი **A**; ბ) **B** ელემენტის ჩანაცვლების მყარი ხსნარი **A** ელემენტში; გ) ქიმიური ნაერთი **AB**; დ) **AC** ქიმიური ნაერთის ჩანაცვლების მყარი ხსნარი **AB** ქიმიურ ნაერთში; ე) **D** ელემენტის ჩანერგვის მყარი ხსნარი **A** ელემენტში; ე) გამოკლების მყარი ხსნარი **AB** ქიმიური ნაერთის ბაზაზების მყარი ხსნარი

○ -A; ⊗-B; ⊘-C; ●-D.

2) **ეგტექტიკის** წარმოქმნა (სრული ხსნადობა თხევად მდგომარეობაში და მყარ მდგომარეობაში ხსნადობის არ არსებობა). ეგტექტიკა წარმოადგენს ერთდროულად დაკრისტალებული კომპონენტების თანაბარ ნარევეს. ტემპერატურას, რომლის დროსაც ერთდროულად დნება ან კრისტალდება ორივე კომპონენტი, ეგტექტიკის წერტილი ეწოდება (**E** წერტილი).



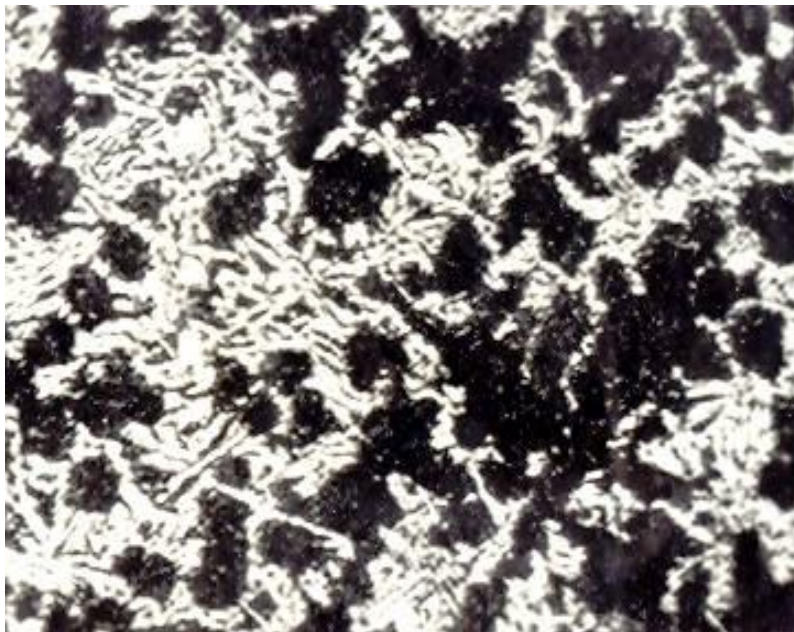
ნახ.7. ეგტექტიკური მდგომარეობის დიაგრამა



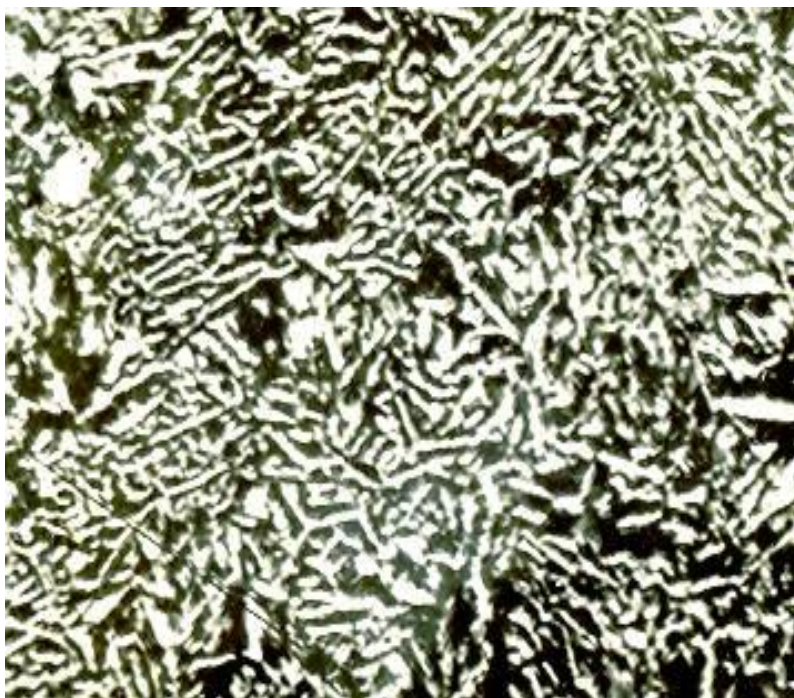
ნახ.8. ეგტექტიკის მიკროსტრუქტურის სქემა



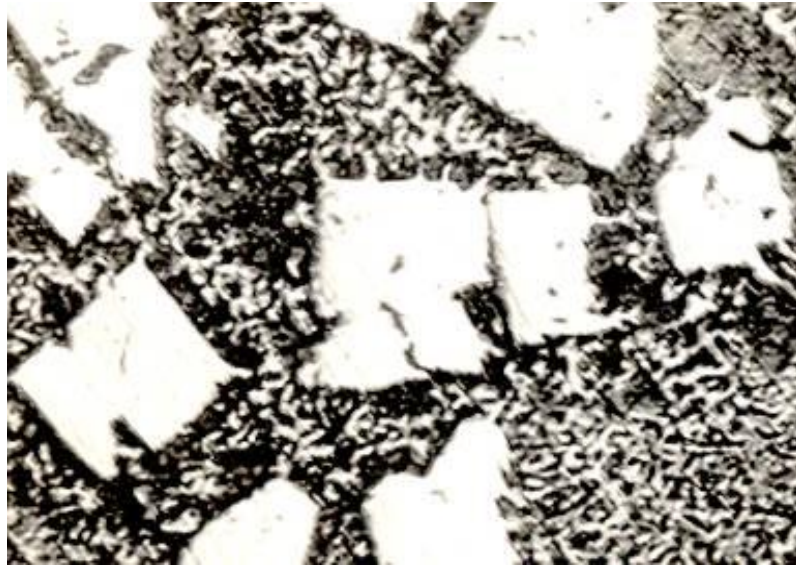
შენადნობების შესწავლის ერთ-ერთი მეთოდია მიკროფოტოგრაფიის გადაღება. ქვემოთ მოყვანილია ევექტიკის, ევტაქიკამდელი და ევტექტიკის შემდგომი შემადგელობის **Pb – Sb** სისტემის მიკროფოტოგრაფიები.



ნახ.9. ევექტიკამდელი შენადნობის მიკროფოტოგრაფია (**94 % Pb – 6 % Sb**)

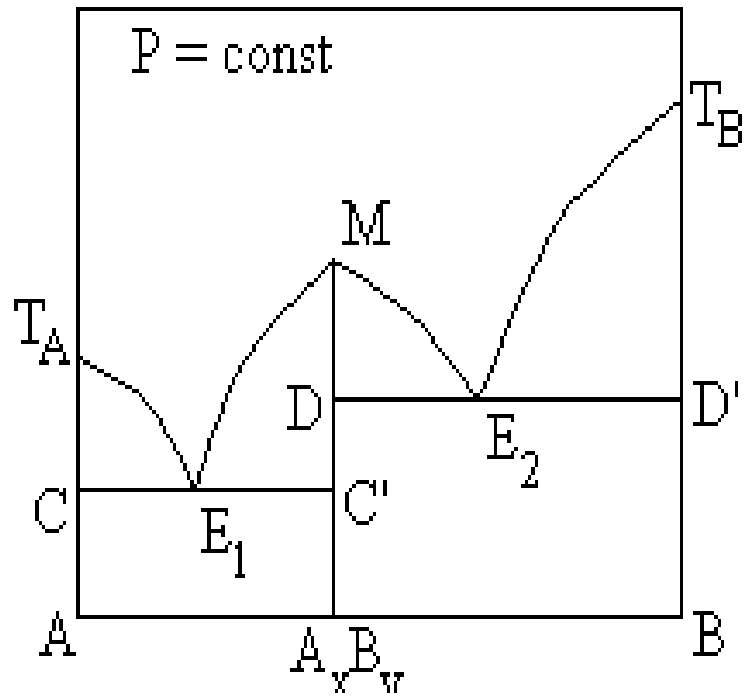


ნახ. 10. ევტექტიკის მიკროფოტოგრაფია (**87 % Pb – 13 % Sb**)



ნახ.11. ევტექტიკის შემდგომი შენადნობის მიკროფოტოგრაფია (70 % *Pb* – 30 % *Sb*)

3) ქიმიური ნაერთების წარმოქმნა



ნახ. 12. მდგომარეობის დიაგრამა ქიმიური ნაერთით და ევტექტიკით



$A_x B_y$  შემაღვენლობის ქიმიური ნაერთის წარმოქმნას მდგომარეობის დიაგრამაზე შეესაბამება  $M$  წერტილი.

შევხვით ლითონებისა და მათი შენადნობების თვისებებს.

**ფერი** ლითონებისაგან ფერით მკვეთრად განსხვავდება მხოლოდ სპილენძი (მოვარდისფრო-წითელი) და ოქრო (ყვითელი). ვერცხლს გააჩნია დამახასიათებელი თეთრი ფერი; ალუმინს, მაგნიუმს, პლატინას, კალას, კადმიუმს, ვერცხლისწყალს – მოლურჯო-თეთრი ფერი; რკინას, ტყვიას, დარიშხანს – მორუხო ფერი. ძლიერ დაფხვნილ მდგომარეობაში ყველა მეტალს აქვს რუხი, ყავისფერი ან შავი ფერი.

ლითონი კარგად ატარებს ელექტრულ დენს, ვინაიდან თითოეული ატომის გარე ელექტრონები თავისუფლად გადაადგილდებიან მთელს ლითონში. ზედაპირთან ახლოს მყოფ ელექტრონებზე მოქმედებს სინათლის ტალღის ელექტრული ველი და ისინი იწყებენ რხევას იმავე სიხშირით რა სიხშირეც გააჩნია სინათლეს. ელექტრონების ასეთი მერხვეი ფენა ენერგიას ართმევს სინათლის ტალღას, ამიტომ ის სუსტდება და ელექტრონების შემდეგი შრე ირხვეა უფრო ნაკლები სიხშირით, მანამ სანამ ლითონის ზედაპირიდან გარკვეულ სიღრმეზე სინათლის ველის რხევა და შესაბამისი ელექტრონების რხევა არ მიიღევა. ამიტომ ლითონის ძალიან თხელი ფენაც არ ატარებს სინათლეს. ზემოთ ნათქვამი ეხება მხოლოდ ვერცხლის ტიპის ლითონებს, რომლებიც აირეკლავენ დღის სინათლეს ისე, რომ არ იცვლება არეკლილი სინათლის ფერი. რა შეიძლება ითქვას სპილენძისა და ოქროს შესახებ, რომლებსაც დღის სინათლეზე, როგორც ეს ზემოთ აღვნიშნეთ გააჩნიათ წითელი ან ყვითელი ფერი. პასუხი დაკავშირებულია ამ ლითონების ზონურ სტრუქტურაზე. ფერმი-გაზის (რასაც ეკუთვნის ლითონების ელექტრონული გაზი ლითონებში) სრული გადაგვარებისას ( $T=0 K$ ) ყველა დაბალი ენერგეტიკული ზონა დაკავებულია (გამტარებლობის ზონა) რაღაც გარკვეულ მაქსიმალურ დონემდე რომელსაც ფერმის დონე ეწოდება, უფრო მაღალი ენერგიის დონეები კი თავისუფალია. ზონური სტრუქტურის ეს ნაწილი, ანალოგიურია ვერცხლის ზონური სტრუქტურის და ის განსაზღვრავს სინათლისადმი ლითონის ქცევას. მაგრამ ამ დროს ჩნდება, კიდევ ერთი თხელი ზონა, რომლის ენერგიაც ნაკლებია ფერმის ენერგიაზე და რომელიც დაშორებულია ფერმის ენერგიისაგან რაღაც აკრძალული ზონით. ამ ზონაში ყოველი დაქვანტული მდგომარეობა დაკავებულია ელექტრონებით, ამასთან ელექტრონების რაოდენობა საკმაოდ დიდია, თითქმის ათჯერ მეტი ვიდრე გამტარებლობის ზონაში. ფოტონები, რომელთა ენერგიაც ტოლია ან მეტი ენერგიაზე, რომელიც საჭიროა აკრძალული ზონის გადასალახავად შეიძლება შთანთქმულ იქნას ელექტრონებით ახალ ზონაში. ამის შედეგად ელექტრონები გადადიან ფერმის ენერგიის ზემოთ არსებულ ენერგეტიკულ დონეებზე. ამის შედეგად არეკლილი სხივი კარგავს ყველა ასეთ ფოტონს და ის განსხვავებული იქნება სინათლისაგან რომელიც ეცემა ლითონის ზედაპირს. ფოტონების კრიტიკული ენერგია სპილენძისათვის შეესაბამება ყვითელ ფერს და ოქროსთვის მწვანეს. აქედან გამომდინარეობს, რომ სპილენძი შთანთქავს თეთრი ფერის სინათლის ყველა ფერს დაწყებული ყვითლიდან დამთავრებული იისფერით და

არეკლავს წითელ ფერს, ასე, რომ სპილენძს გააჩნია წითელი ფერი. ანალოგიური მსჯელობით მივხედებით თუ რატომ აქვს ოქროს ყვითელი ფერი.

**სიმკვრივე.** სიმკვრივე წარმოადგენს მასალის ერთეული მოცულობის მასას. მაგალითად 1 სმ<sup>3</sup> სხეულის მოცულობის მასას გამოსახულს გრამებშიან 1 მ<sup>3</sup> სხეულის მოცულობის მასას გამოსახულს კილოგრამებში.

სიმკვრივე გამოითვლება ფორმულით:

$$\rho = \frac{m}{V}$$

სადაც  $m$  - სხეულის მასაა,  $V$  - მოცულობა.

ზოგიერთი ლითონის (ალუმინი, მაგნიუმი) გამოკლებით რომელთა სიმკვრივეც ნაკლებია 3 გ/სმ<sup>3</sup> - ზე ლითონების უმრავლესობის სიმკვრივე საკმაოდ მაღალია.

ლითონებს შორის ყველაზე მაღალი სიმკვრივე გააჩნია ოსმიუმს (22.59 გ/სმ<sup>3</sup>). მაღალი სიმკვრივის წყალობით პლატინა (21.4 გ/სმ<sup>3</sup>) და ოქრო (19.32 გ/სმ<sup>3</sup>) თვითნაბადი სახით ადვილად მიიღება გამორეცხვის გზით ქანებიდან, რომლებიც შეიცავენ ქვიშას, თიხას და ა.შ.

**დნობის ტემპერატურა.** ეს ის ტემპერატურაა, რომელზედაც გახურებისას ლითონი გადადის თხევად მდგომარეობაში. უნდა გავითვალისწინოთ, რომ ლითონში ახალი შემადგენელი ნაწილების შერევისას დნობის ტემპერატურა შეიძლება მნიშვნელოვნად შეიცვალოს. მაგალითად პლატინა, რომლის დნობის ტემპერატურაა 1772<sup>0</sup>C დამუანგავ, ნათელ, არამბოლავ ალში ადვილად უძლებს ალის ტემპერატურას. მბოლავ აღმდგენ ალში (არასრული წვა), მიუხედავად ალის უფრო დაბალი ტემპერატურისა, პლატინის ტიგელი შედის რა რეაქციაში დაუმწვარ ნახშირბადთან, ქმნის ადვილადდნობად, მსხვრევად მასას და დნება. სუფთა რკინა ნახშირბადთან ქმნის შედარებით ადვილადდნობად თუჯს, 1130<sup>0</sup>C ტოლი დნობის ტემპერატურით. შეიძლება უკუშედგეიც დაფიქსირდეს, მაგალითად, 68.5 % ნიკელისა და 31.5% ალუმინის შედნობისას წარმოიქმნება ქიმიური ნაერთი  $AlNi$  დნობის ტემპერატურით, რომელიც დაახლოებით 1620<sup>0</sup>C ტოლია, ამიტომ იმ ლითონების შედნობისას, რომლებიც ქიმიურ ნაერთს ქმნიან საჭიროა ვისარგებლოთ მდგომარეობის დიაგრამით, რომელიც საშუალებას იძლევა დავადგინოთ, თუ როგორ იცვლება დნობის ტემპერატურა შემადგენლობისაგან დამოკიდებულებით.

**დნობა** ეს არის სხეულის გადასვლა კრისტალური მყარი მდგომარეობიდან თხევად მდგომარეობაში. ნორმალური წნევის პირობებში ყველაზე მაღალი დნობის ტემპერატურა ლითონებს შორის გააჩნია ვოლფრამს - 3422<sup>0</sup>C, ელემენტარულ ნივთიერებებს შორის ნახშირბადს, სხვადასხვა მონაცემებით 3500 – 4500<sup>0</sup>C, ხოლო ზოგადად ნივთიერებებს შორის ტანტალ-ჰაფნიუმის კარბიდს  $Ta_4HfC_5$ - 4216<sup>0</sup>C

ვნახოთ თუ რატომ ცდილობს, რაღაც ტემპერატურაზე მყარი სხეული გაწყვიტოს კავშირების ნაწილი ატომებს შორის და გადავიდეს თხევად მდგომარეობაში. თერმოდინამიკიდან ცნობილია, რომ ფიქსირებულ ტემპერატურაზე სხეული ცდილობს დაიკავოს ისეთი მდგომარეობა, რომლის თავისუფალი ენერჯიაც

$F = E - TS$  მინიმალურია. დაბალ ტემპერატურაზე მეორე შესაკრები (ტემპერატურისა და ენტროპიის ნამრავლი) არაარსებითია და შედეგად ყველაფერი დაიყვანება ჩვეულებრივი ენერჯის მინიმიზაციაზე. მინიმალური თავისუფალი ენერჯია გააჩნია მყარ სხეულს. ტემპერატურის მომატებისას, მეორე შესაკრები უფრო და უფრო მნიშველოვანი ხდება და რაღაც ტემპერატურაზე უფრო ხელსაყრელია რაღაც კავშირების გაწყვეტა. ამასთან ჩვეულებრივი ენერჯია  $E$  რამდენადმე იზრდება, მაგრამ ერთდროულად იზრდება ენტროპიაც, რასაც მიყვებათ საბოლოო ჯამში თავისუფალი ენერჯის შემცირებისაკენ.

დინამიკაში დნობა შემდეგნაირად ხდება. ტემპერატურის გაზრდისას იზრდება სხეულის მოლეკულების სითბური რხევების ამპლიტუდა და დრო, ჩნდება მესრის დეფექტები. თითოეულ ასეთ დეფექტს სჭირდება გარკვეული ენერჯია, ვინაიდან ის დაკავშირებულია ატომებს შორის კავშირების გაწყვეტასთან. დეფექტების წარმოქმნისა და დაგროვების სტადიას დნობის წინარე პროცესი ეწოდება. გარდა ამისა ამ სტადიაზე, როგორც წესი, სხეულის ზედაპირზე წარმოიქმნება კვაზი-თხევადი ფენა. რაღაც ტემპერატურაზე დეფექტების კონცენტრაცია იმდენად დიდი ხდება რომ, ნიმუშში იკარგება ორიენტაციული წესრიგი.

**დნობის ფარული სითბო.** მყარი სხეულის გასადნობად საჭიროა სხეულის გათბობა არა მარტო დნობის ტემპერატურამდე, არამედ აუცილებელია მას მიეწოდოს სითბო, რომელიც იხარჯება კრისტალური მესრის დასარღვევად. მანამ სანამ სხეული მთლიანად არ გადავა თხევად მდგომარეობაში, მისი ტემპერატურა არ გაიზრდება სითბური წყაროს ტემპერატურაზე ზემოთ. სითბოს წყაროს ენერჯის გაზრდამ შეიძლება გაზარდოს დნობის სიჩქარე, მაგრამ დნობის მთელი პროცესის განმავლობაში სხეულის ტემპერატურა არ გაიზრდება.

დნობის ფარული სითბო ეს არის სითბო, რომელიც მიეწოდება ერთეული მასის მქონე დნობის ტემპერატურამდე მიყვანილ სხეულს დნობის დამთავრებამდე იმავე ტემპერატურისას.

**სითბოგამტარობა.** ესაა შინაგანი ენერჯის გადატანის პროცესი სხეულის მეტად გახურებული ნაწილიდან ნაკლებად გახურებული ნაწილისაკენ, რომელიც ხორციელდება სხეულის შემადგენელი ნაწილაკების (ატომები, მოლეკულები, ელექტრონების და ა.შ.) ქაოტური მოძრაობით. ასეთი სითბოცვლა შეიძლება მოხდეს ნებისმიერ სხეულში, რომელშიც ტემპერატურები განაწილებულია არათანაბრად, მაგრამ სითბოს გადატანის მექანიზმი დამოკიდებული იქნება ნივთიერების აგრეგატულ მდგომარეობაზე. სითბოს გადატანის პროცესი დამყარებულია იმაზე, რომ ატომებისა და მოლეკულების კინეტიკური ენერჯია, რომელიც განსაზღვრავს სხეულის ტემპერატურას, სხვა სხეულს გადაეცემა მათი ურთიერთქმედებით ანუ ადგილი აქვს ენერჯის გადასვლას მეტად გახურებული ნაწილიდან ნაკლებად გახურებულისაკენ.

მასალის სითბოგამტარობა რიცხობრივად ტოლია სითბოს იმ რაოდენობის, რომელიც გადის მასალის ფართის ერთეულში, 1 წამში, როდესაც სხეულის ნაწილებს შორის ტემპერატურათა სხვაობა 1 ერთეულის ტოლია.

წონასწორულ პირობებში, სითბოგამტარობით გადაცემული ენერჯის ნაკადი პირდაპირპროპორციულია ტემპერატურის გრადიენტის

$$\vec{q} = -\kappa \text{grad}(T_1 - T_2)$$

სადაც  $\vec{q}$  - წარმოადგენს სითბური ნაკადის სიმკვრივის ვექტორს ანუ ენერჯის რაოდენობას, რომელიც გადის ფართის ერთეულში ამ ფართის მართობული მიმართულებით,  $\kappa$  - არის სითბოგამტარობის კოეფიციენტი (ზოგჯერ მას სითბოგამტარობასაც უწოდებენ),  $T_1 - T_2$  - სხეულის მეტად გახურებული ნაწილის ტემპერატურაა, ხოლო  $T_1$  - ნაკლებად გახურებულის. მარჯვენა ნაწილში მინუს ნიშანი იმის მაჩვენებელია, რომ სითბური ნაკადი მიმართულია  $\text{grad}(T_1 - T_2)$  ვექტორის საწინააღმდეგოდ. მოყვანილ ფორმულას ეწოდება ფურიეს სითბოგამტარობის კანონი. ინტეგრალური ფორმით ეს კანონი ასეც ჩაიწერება (თუ სითბური ნაკადი სტაციონარულია და ის მიმართულია პარალელუპიპედის ერთი წახნაგიდან მეორისაკენ):

$$P = -\kappa \frac{S(T_1 - T_2)}{l}$$

სადაც  $P$  - სითბური სიმძლავრის სრული ნაკადია,  $S$  - პარალელუპიპედის განივკვეთის ფართი,  $T_1 - T_2$  - ტემპერატურათა სხვაობა,  $l$  - პარალელუპიპედის სიგრძე, ანუ მის წახნაგებს შორის მანძილი.

სითბოგამტარობის კოეფიციენტის განზომილებაა ვტ/(მ·K). ლითონები ხასიათდებიან მაღალი სითბოგამტარობით.

**კუთრი სითბოტევადობა.** კუთრი სითბოტევადობა ეწოდება სითბოს რაოდენობას, რომელიც საჭიროა ერთეული მასის მქონე სხეულის ტემპერატურის 1<sup>0</sup>C-ით გასაზრდელად და აღინიშნება  $C$  ასოთი. სითბოტევადობა იცვლება ტემპერატურის ცვლილებისას.

**კუთრი ელექტროწინაღობა.** ელექტროწინაღობა ესაა ფიზიკური სიდიდე, რომელიც ახასიათებს გამტარის თვისებას წინააღმდეგობა გაუწიოს ელექტრული დენის გავლას. ომის კანონის თანახმად გამტარში გამავალი დენის სიდიდე პირდაპირპროპორციულია მის ბოლოებზე ძაბვისა და უკუპროპორციულია წინაღობისა, საიდანაც სამართლიანია ფორმულა

$$R = \frac{U}{I}$$

სადაც  $R$  გამტარის წინაღობაა,  $U$  - ძაბვა გამტარის ბოლოებზე,  $I$  - დენის ძალა. შევნიშნოთ, რომ ცვლადი დენისათვის წინაღობა აღიწერება ცნებით იმპედანსი.

ერთეულთა საერთაშორისო სისტემაში წინაღობის ერთეულია 1 ომი.

წინაღობის შებრუნებულ სიდიდეს ელექტროგამტარობა ეწოდება და საერთაშორისო სისტემაში მისი ერთეულია სიმენსი 1 სიმ = 1 ომი<sup>-1</sup>.

ლითონები ხასიათდებიან მაღალი ელექტროგამტარობით, რაც დაკავშირებულია იმასთან, რომ ისინი დიდი რაოდენობით შეიცავენ მუხტის გადამტანებს - გამტარებლობის ელექტრონებს, რომლებიც წარმოქმნილია ატომების სავალენტო

ელექტრონებით, რომლებიც არ ეკუთვნიან ატომებს. ელექტრული დენი ლითონებში წარმოიქმნება გარეშე ელექტრული ველით, რომელიც იწვევს ელექტრონების მიმართულ მოძრაობას. ამ ველის გავლენით მოძრავი ელექტრონები გაიბნევიან ლითონის მინარევებზე, მესრის დეფექტებზე და პერიოდული სტრუქტურის დარღვევებზე, რაც გამოწვეულია იონების სითბური რხევებით. ამ დროს ელექტრონები კარგავენ იმპულსს და მათი მოძრაობის ენერგია გადადის კრისტალური მესრის შინაგან ენერგიაში, რაც იწვევს იმ გამტარის გახურებას, რომელშიც გადის ელექტრული დენი.

წრფივ იზოტროპულ ნივთიერებაში გაჩენილი ელექტრული დენის სიმკვრივე პირდაპირპროპორციულია ელექტრული ველის.

$$\vec{j} = \sigma \vec{E}$$

სადაც  $\vec{j}$  არის დენის სიმკვრივის ვექტორი,  $\sigma$  - ელექტროგამტარობა (წინააღმდეგობის შებრუნებული სიდიდე),  $\vec{E}$  - ელექტრული ველის დაძაბულობის ვექტორი.

ზოგადად, რომ ვთქვათ, ზემოთ მოყვანილი წრფივი დამოკიდებულება, სამართლიანია მხოლოდ მიახლოებით, და ეს მიახლოება კარგია მხოლოდ  $\vec{E}$  მცირე მნიშვნელობისათვის.

მასალის ელექტროწინააღმდეგობის მახასიათებელ სიდიდეს წარმოადგენს ასევე კუთრი ელექტროწინააღმდეგობა ან კუთრი წინააღმდეგობა. ეს არის ისეთი გამტარის წინააღმდეგობა, რომლის სიგრძე და განივკვეთის ფართობი 1 ერთეულის ტოლია ( მაგალითად სიგრძეა 1 მ და განივკვეთის ფართობი 1 მ<sup>2</sup>). საერთაშორისო სისტემაში კუთრი წინააღმდეგობის ერთეულია ომი · მ. ტექნიკაში უფრო მოსახერხებელია კუთრი წინააღმდეგობის ერთეულად ავიღოთ ისეთი გამტარის წინააღმდეგობა, რომლის სიგრძეა 1 მ, ხოლო განივკვეთის ფართობი 1 მმ<sup>2</sup>. 1 ომი · მ = 1 · 10<sup>6</sup> ომი · მმ<sup>2</sup>/მ. ტექნიკაში კუთრი წინააღმდეგობის არსი შემდეგშია: ეს არის ისეთი გამტარის წინააღმდეგობა, რომლის სიგრძეა 1 მ, ხოლო განივკვეთის ფართობი 1 მმ<sup>2</sup>.

კუთრი წინააღმდეგობა გამოითვლება ფორმულით:

$$\rho = R \frac{l}{S}$$

სადაც  $\rho$  - კუთრი წინააღმდეგობაა,  $l$  - გამტარის სიგრძე,  $S$  - განივკვეთის ფართობი.

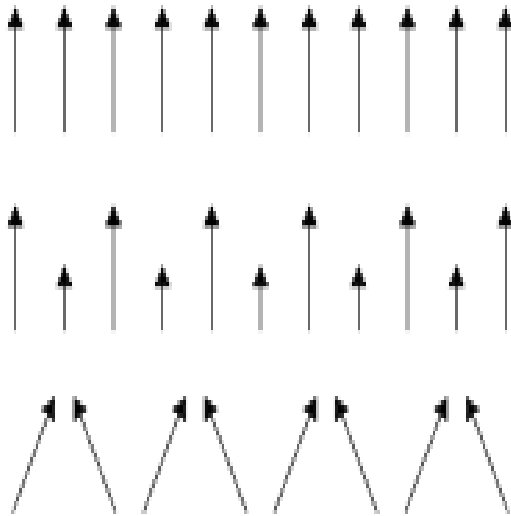
ზოგჯერ მასალას შეიძლება ჰქონდეს თხელი ფირის სახე. ამ შემთხვევაში ფირის სისქე გაცილებით ნაკლებია მის სიგრძესა და სიგანეზე. თხელი ფირების კუთრი წინააღმდეგობა ხასიათდება “კუთრი წინააღმდეგობით კვადრატზე” და ასე ჩაიწერება  $R_{\square}$ , ამ დროს კუთრი წინააღმდეგობა დამოკიდებული არ არის ნიმუშის წრფივ ზომებზე, თუ მას მართკუთხედის ფორმა აქვს. ის დამოკიდებულია სიგრძის შეფარდებაზე სიგანესთან:  $l/a$ , სადაც  $l$  - სიგრძეა,  $a$  - სიგანე.

$$R_{\square} = R l/a$$

სადაც  $R$  გაზომილი წინაღობაა. თუ ნიმუშს მართკუთხედის ფორმა არა აქვს მაშინ კუთრი წინაღობის გასაზომად იყენებენ ვან-დერ პაუს მეთოდს.

**მაგნიტური თვისებები.** მაგნიტური თვისებების მიხედვით მასალები სამი სახისაა: ფერომაგნეტიკები, პარამაგნეტიკები და დიამაგნეტიკები.

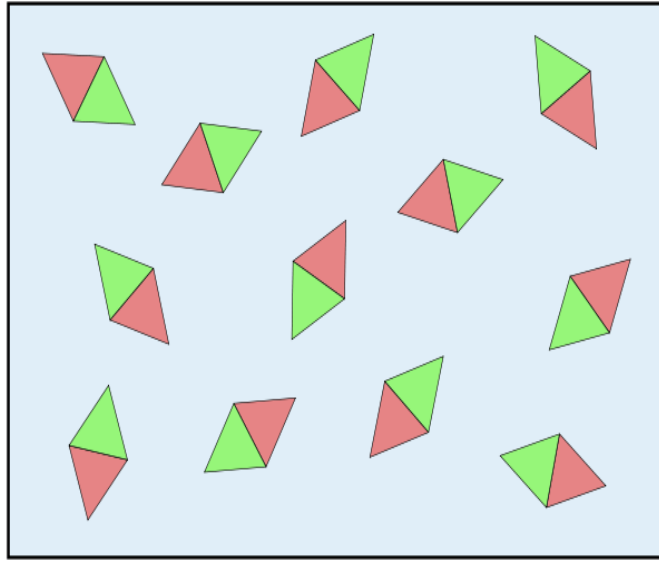
**ფერომაგნეტიკები** ეს ისეთი მასალებია, რომლებშიც გარკვეული კრიტიკული ტემპერატურის ქვემოთ (კიურის ტემპერატურა) მყარდება მაგნიტური მომენტების ან კოლექტივიზირებული ელექტრონების შორი ფერომაგნიტური წესრიგი (ლითონებში). სხვა სიტყვებით, რომ ვთქვათ, ფერომაგნეტიკი ეს ისეთი მასალაა, რომელიც დამაგნიტებელია კიურის ტემპერატურის ქვემოთ გარეშე მაგნიტური ველის არ არსებობის დროსაც კი. ფერომაგნიტურ ლითონებს მიეკუთვნებიან მხოლოდ: რკინა, ნიკელი და კობალტი და იშვიათმიწა ელემენტები:  $Gd, Tb, Dy, Er$  და ზოგიერთი მათი შენადნობები.



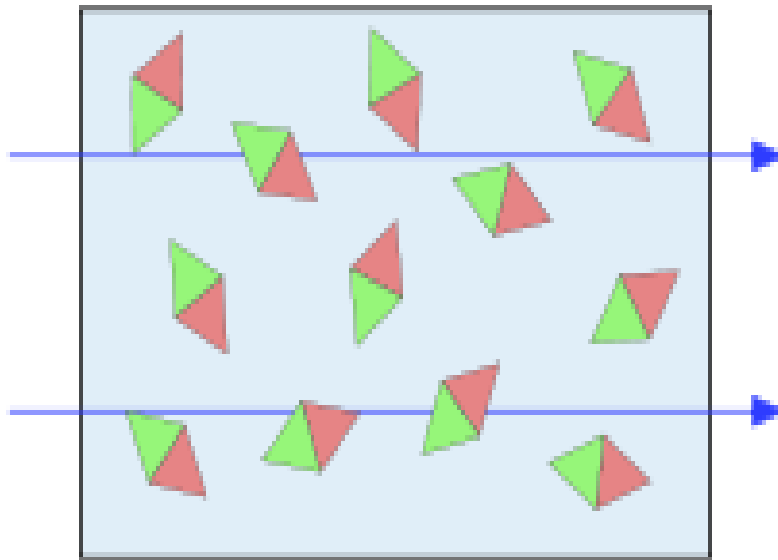
ნახ.13. მაგნიტური მომენტების მოწესრიგება ფერომაგნეტიკებში

გარკვეულ ტემპერატურამდე გახურებისას ეს ლითონები კარგავენ მაგნიტურ თვისებებს. რკინის ზოგიერთი შენადნობები ოთახის ტემპერატურაზეც კი არ არიან ფერომაგნიტურები. ყველა სხვა ლითონები იყოფიან ორ ნაწილად: პარამაგნიტურად და დიამაგნიტურად. პარამაგნიტური ლითონები მიიზიდებიან მაგნიტით, ხოლო დიამაგნიტურები განიზიდებიან.

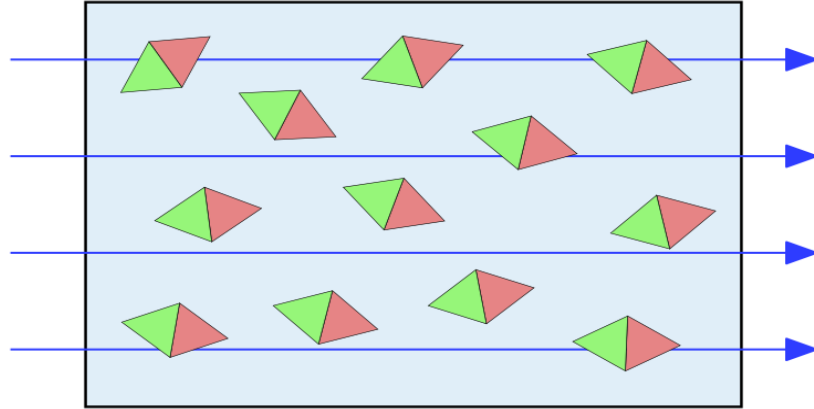
**პარამაგნეტიკები** ისეთი მასალებია, რომლებიც მაგნიტდებიან გარეშე მაგნიტურ ველში გარე მაგნიტური ველის მიმართულებით და გააჩნიათ დადებითი მაგნიტური ამთვისებლობა. ტერმინი “პარამაგნეტიზმი” შემოტანილია 1845 წელს მაიკლ ფარადეის მიერ, რომელმაც ფერომაგნიტურის გარდა სხვა მასალები დაჰყო ორ ნაწილად: პარამაგნიტურად და დიამაგნიტურად.



ნახ.14. პარამაგნეტიკები მაგნიტური ველის გარეშე



ნახ.15. პარამაგნეტიკები სუსტ მაგნიტურ ველში



ნახ.16. პარამაგნეტიკები ძლიერ მაგნიტურ ველში

პარამაგნეტიკების ატომებს (მოლეკულებს ან იონებს) გააჩნიათ საკუთარი მაგნიტური მომენტები, რომლებიც გარეშე ძალების მოქმედებით იკავებენ ორიენტირებულ მდგომარეობას და ამით ქმნიან ჯამურ ველს, რომელიც აღემატება გარეშე მოდებულს. გარე მაგნიტური ველის არ არსებობისას პარამაგნეტიკი არამაგნიტურია, ვინაიდან სითბური მოძრაობის გამო ატომების საკუთარი მომენტები ორიენტირებულია აბსოლუტურად მოუწესრიგებლად.

პარამაგნიტური ლითონებია ალუმინი, პლატინა და მრავალი სხვა ლითონი. ფერო- და ანტიფერომაგნიტური ნივთიერებები შესაბამისად კიურის და ნეელის ტემპერატურის ზემოთ ხდებიან პარამაგნიტურები.

**დიამაგნეტიკები.** ეს ისეთი მასალებია, რომლებიც მაგნიტდებიან გარეშე მაგნიტური ველის საწინააღმდეგოდ. გარეშე მაგნიტური ველის არ არსებობისას დიამაგნეტიკები არამაგნიტურია. გარეშე მაგნიტური ველის მოდებისას დიამაგნეტიკის ყოველი ატომი იძენს მაგნიტურ მომენტს, რომელიც გარეშე ველის საწინააღმდეგოდ არის მიმართული.

1778 წელს ჯონ ბერგმანი იყო პირველი ადამიანი, რომელმაც შენიშნა, რომ ბისმუტი და სტიბიუმი განიზიდებიან მაგნიტური ველით. ამასთან ტერმინი “დიამაგნეტიზმი”, როგორც ზემოთ შევნიშნეთ, პირველად შემოღებულ იქნა მოგვიანებით 1845 წელს, მაიკლ ფარადეის მიერ.

დიამაგნიტური ლითონებია სილიციუმი, ბისმუტი, ცინკი, სპილენძი, ოქრო, ვერცხლი და მრავალი სხვა ორგანული და არაორგანული ნივთიერება. საინტერესოა, რომ ადამიანი მაგნიტურ ველში დიამაგნიტის მსგავსად იქცევა.

მასალები ხასიათდებიან მაგნიტური ამთვისებლობით, რომელიც ახასიათებს კავშირს მასალის დამაგნიტებასა და ამ მასალაში მაგნიტურ ველს შორის. მაგნიტური ამთვისებლობა აღინიშნება  $\chi$  ასოთი და სამართლიანია ფორმულა

$$\chi = M/H$$



სადაც  $M$  მასალის დამაგნიტებაა, ხოლო  $H$  გარეშე მაგნიტური ველის დაძაბულობა.  $\kappa$  უგანზომილებო სიდიდეა. მაგნიტური ამთვისებლობა დიამაგნიტური მასალებისათვის უარყოფითია-ისინი მაგნიტდებიან გარეშე ველის საწინააღმდეგო მიმართულებით, ხოლო პარამაგნიტული და ფერომაგნიტური მასალებისათვის – დადებითი – მაგნიტდებიან გარეშე ველის მიმართულებით.

**დიფუზია.** დიფუზია ეწოდება ერთი ნივთიერების მეორეში თავისთავად შერევის პროცესს. დიფუზიას ადგილი აქვს აირად, თხევად და მყარ მდგომარეობაში.

რკინის მოთუთიება წარმოადგენს დიფუზიის მაგალითს თხევადი მდგომარეობიდან მყარში.

აირადი ფაზიდან მყარში დიფუზიის კარგი მაგალითია ფოლადის ნიტრირება. ამ დროს ღუმელში, რომელშიც მოთავსებულია ფოლადის ნაკეთობა შეჰყავთ ამიაკი, ღუმელს ახურებენ დაახლოებით  $500 - 600^{\circ}\text{C}$ -მდე, ამ დროს ამიაკი იშლება აზოტად და წყალბადად და ამიაკი დიფუნდირებს ფოლადში. ამ უკანასკნელის ზედაპირული ფენების სისაღე კი მნიშვნელოვნად იზრდება. ფართოდ გამოიყენება ე.წ. “ალოტირების”, ალუმინის შეყვანის პროცესი ფოლადის ან თუჯის ნაკეთობებში. ამ დროს  $900^{\circ}\text{C}$ -ზე ალუმინის ატომები დიფუნდირებენ ფოლადის ზედაპირში და ზრდიან მის კოროზიულ მდგრადობას.

**წრფივი გაფართოების თერმული კოეფიციენტი.** ეს არის სიდიდე, რომელიც გვიჩვენებს სხეულის  $1^{\circ}\text{C}$  -ით გახურებისას სიგრძის ნამატის შეფარდებას  $0^{\circ}\text{C}$ -ზე საწყის სიგრძესთან შედარებით. ვინაიდან ეს კოეფიციენტი ძალიან მცირეა, ცხრილებში მისი სიდიდე მოყვანილია  $10^{-6}$  კოეფიციენტით. წრფივი გაფართოების თერმული კოეფიციენტი მუდმივია ტემპერატურის მცირე ცვლილებისას, ძლიერი გახურებისას კი ის შეიძლება მნიშვნელოვნად იცვლებოდეს. არსებობენ ისეთი შენადნობები, რომელთა წრფივი გაფართოების თერმული კოეფიციენტი ძალიან მცირეა, მაგალითად შენადნობი “ინვარი” ( $36\% \text{Ni}$  და  $64\% \text{Fe}$ ), რომლის სითბური გაფართოების კოეფიციენტი  $-10$ -დან  $+900^{\circ}\text{C}$  შუალედში დაახლოებით  $0$ -ის ტოლია, მაგრამ  $1000^{\circ}\text{C}$  ტემპერატურაზე ზემოთ ის სწრაფად იზრდება.

მრავალ გამდნარ ლითონში შეიმჩნევა აირების გახსნა და მით უფრო მეტად რაც მეტია ტემპერატურა. ამასთან ლითონში გახსნილმა ჟანგბადმა შეიძლება შექმნას ნაერთი, რომელიც ამცირებს ლითონის სიმტკიცეს.

ლითონის და შენადნობების გაცივებისა და კრისტალიზაციისას შთანთქმული აირები გამოიყოფიან და მოცულობის შიგნით ქმნიან ნიჟარებს და სხვა დეფექტებს, რომლებიც ასევე ამცირებენ სისაღესა და სიმტკიცეს.

მასალის მექანიკური თვისება მდგომარეობს მის უნარში წინააღმდეგობა გაუწიოს გარეშე მექანიკურ ზემოქმედებას. ამ თვისებებს მიეკუთვნება: სისაღე, დრეკადობა, სიმტკიცე, დარტყმითი სიბლანტე.

**სისაღე.** სისაღე არის მასალის თვისება წინააღმდეგობა გაუწიოს მასში მყარი ნივთების ჩაწნეხვას. არსებობს სისაღის დადგენის სხვადასხვა ხერხი: ბრინელის, როკველის, ვიკერსის.

ბრინელის ხერხით სისაღის დასადგენად მასალაში რაღაც ძალით ჩაწნეხავენ ნაწრთობი ფოლადისაგან დამზადებულ დიამეტრის სფეროს. დატვირთვის

მოხსნის შემდეგ ნამზადის ზედაპირზე რჩება სფერული სეგმენტის ფორმის ანაბეჭდი. რაც მეტია სისაღე მით ნაკლებია ანაბეჭდის ზომა.

როკველის მეთოდის გამოყენებისას მასალაში ჩაიწნეხება ან სფეროს ან კონუსის ფორმის ნიმუში. სფეროს ფორმის ნიმუშს იყენებენ დაბალი და საშუალო სისაღის ლითონების სისაღის დასადგენად, ხოლო კონუსის ფორმის ნიმუშს მაღალი სისაღის მასალის გასაზომად. სისაღე განისაზღვრება ნაკეთობაში ჩაწნეხვის სიღრმით.

ვიკერსის მეთოდში ჩასაწნეხი ნიმუში პირამიდის ფორმისაა და როკველის მეთოდის ანალოგიურად სისაღე იზომება ჩაწნეხვის ძალის შეფარდებით ჩაწნეხვის ზედაპირის ფართობთან. ვიკერსის მეთოდის დადებით მხარეს წარმოადგენს მისი გამოყენების შესაძლებლობა ძალიან მაღალი სისაღის, ძალიან თხელი ფენების და ზედაპირული ფენების (მაგალითად ცემენტირებული, გაუნახშირბადებული და სხვა) ფენების სისაღის გაზომვის შესაძლებლობაში.

გარეშე ძალების ხასიათისაგან დამოკიდებულებით არჩევენ სისაღეს დაგრძელებაზე, კუმშვაზე, ღუნვაზე, გრეხვაზე და ა.შ. პირობით ძაბვას, რომელიც მაქსიმალურ დატვირთვას შეესაბამება და რომელიც წინ უსწრებს რღვევას, ზღვრული სისაღე ეწოდება.

**დარტყმითი სიბლანტე**, განისაზღვრება იმ მუშაობით, რომელიც საჭიროა ნიმუშის დასარღვევად დარტყმითი მღუნავი დატვირთვით.

**დრეკადობა**. დრეკადობა წარმოადგენს ლითონის თვისებას აღიდგინოს საწყისი ფორმა და ზომები იმ გარეშე ძალების მოხსნის შემდეგ, რომლებმაც გამოიწვევს სხეულის დეფორმაცია.

თუ ლითონის ღეროზე მოვდებთ, რაღაც ძალას, რომელიც დასაშვებ მნიშვნელობას არ აღემატება, ის გამოიწვევს მის დაგრძელებას. თუ ამ ძალას მოვხსნით ის აღიდგენს თავის პირვანდელ ფორმასა და ზომებს. თუ დატვირთვა ზღვრულ მნიშვნელობას აღემატება, დატვირთვის მოხსნის შემდეგ ლითონის ნაკეთობის ფორმისა და ზომების აღდგენა არ მოხდება. ასეთ დეფორმაციას პლასტიკური დეფორმაცია ეწოდება.

**შეკლება** ეწოდება სხეულის წრფივი ზომებისა და მოცულობის შემცირებას მისი გამყარებისას, გაცივებისას, შენახვისას. შეკლება  $K$ , ხასიათდება ნაწარმის მოცულობის ფარდობითი ცვლილებით პროცენტებში

$$K = \frac{V - V_0}{V_0} \cdot 100 \%$$

სადაც  $V_0$ - სხეულის საწყისი მოცულობაა,  $V$  - საბოლოო მოცულობა.

**გაჟღენთვა** შეკლების საწინააღმდეგო მოვლენაა და გამოწვეულია ნამზადის მიერ ტენის შთანთქმით რაც იწვევს მოცულობის ზრდას.

#### 4. ლითონებისა და შენადნობების მედეგობა აგრესიული მედიების მიმართ

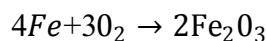
აგრესიულ გარემოში ლითონები და შენადნობები განიცდიან კოროზიას. კოროზია ნიშნავს ლითონის დაშლას გარემომცველ გარემოსთან ქიმიური ან ფიზიკო-ქიმიური ურთიერთქმედების შედეგად. ზოგადად ეს არის ნებისმიერი მასალის დაშლა, იქნება ეს ლითონი, კერამიკა, პოლიმერი თუ სხვა. კოროზიის მიზეზს წარმოადგენს მასალის თერმოდინამიკური არამდგრადობა იმ ნივთიერებების ზემოქმედების მიმართ, რომლებიც მათთან კონტაქტში იმყოფებიან.

ყოველდღიურ ცხოვრებაში რკინის შენადნობებისათვის ყველაზე ხშირად იყენებენ ტერმინს “დაჟანგვა”. უფრო ნაკლებადაა ცნობილი პოლიმერების კოროზია. მათ მიმართ გამოიყენება ტერმინი “დაბერება” და ის ანალოგიურია ტერმინ “დაჟანგვის”. კოროზიის სიჩქარე, ისე როგორც ნებისმიერი ქიმიური რეაქციის, დამოკიდებულია ტემპერატურაზე. ტემპერატურის გაზრდა 100°C-ით იწვევს კოროზიის სიჩქარის გაზრდას რამდენიმე რიგით.

კოროზიის ძირითადი კლასიფიკაცია ეყრდნობა მისი მიმდინარეობის მექანიზმს. არჩევენ ორი სახის კოროზიას:

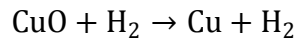
- 1) ქიმიური კოროზია;
- 2) ელექტროქიმიური კოროზია.

ქიმიური კოროზია ესაა ლითონის ზედაპირის ურთიერთქმედება კოროზიულად აქტიურ გარემოსთან, რომელსაც არ ახლავს ელექტროქიმიური პროცესების გაჩენა ფაზათა საზღვარზე. ურთიერთქმედების ამ შემთხვევაში ლითონის დაჟანგვა და მჟანგავი კომპონენტის აღდგენა ხდება ერთ აქტში:



ელექტროქიმიური კოროზია ლითონების რღვევის ყველაზე გავრცელებული სახეა, ის მიმდინარეობს ლითონის ზედაპირზე ელექტრული დენის გავლენით. ამ დროს ადგილი აქვს ჟანგვა-აღდგენის რეაქციას. დაჟანგვა ეწოდება ელექტრონების გაცემას ატომის, მოლეკულის ან იონის მიერ მაგ.  $Zn - 2e = Zn^{2+}$ . აღდგენა წარმოადგენს ელექტრონის მიერთებას ატომის, მოლეკულის ან იონის მიერ მაგ.  $Cl_2 + 2e = Cl^-$ . შესაბამისად დამჟანგველი ეწოდება ნეიტრალურ ატომს, მოლეკულას ან იონს, რომელიც მიერთებს ელექტრონებს – მეორე შემთხვევაში  $Cl_2$ , აღმდგენი ეწოდება ნეიტრალურ ატომს მოლეკულას ან იონს, რომელიც გასცემს ელექტრონებს – პირველ შემთხვევაში  $Zn$ . ჟანგვა აღდგენის-რეაქცია ერთიანი, ურთიერთდაკავშირებული პროცესია, რომელიც ყოველთვის ერთდროულად მიმდინარეობს. როდესაც ერთი ნივთიერება იჟანგება, მეორე აუცილებლად

აღდგება და პირიქით. მაგ.  $Zn + Cl_2 = ZnCl_2$ . აქ ცინკი იჟანგება  $Zn^{2+}$  - მდე, ხოლო  $Cl_2$  აღდგება  $2Cl^-$  - მდე. ქიმიაში ჟანგვა-აღდგენის რეაქციები ერთ-ერთი ყველაზე გავრცელებული რეაქციებია, მაგალითად მათზე დამყარებულია მარტივი (ლითონური და არალითონური) ნივთიერების მიღება:



გალვანურ ელემენტებში (ელექტრული დენის ქიმიური წყაროები) ელექტრომამოძრავებელი ძალის გაჩენა დაკავშირებულია ჟანგვის რეაქციის მიმდინარეობასთან. ელექტროლიზის დროს ანოდზე აღვილი აქვს ელექტროქიმიურ დაჟანგვას, ხოლო კათოდზე – აღდგენას.

კათოდისა და ანოდის წარმოქმნას იწვევს ლითონების არაერთგვაროვნება (მინარევები და ჩანართები), ნარჩენი დეფორმაციის მქონე უბნები, ლითონის ნაკეთობის დამცავი ფენების არაერთგვაროვნება. ხშირად ლითონის კოროზიას იწვევს არა ერთი არამედ რამდენიმე ფაქტორი. როდესაც ლითონი იწყებს კოროზირებას ის გადაიტყვევა მრავალელექტროდიან გალვანურ ელემენტად. მაგალითად განვიხილოთ თუ რა ხდება როდესაც სპილენძი კონტაქტირებს რკინასთან - ელექტროლიტის არესთან (ელექტროლიტი ეწოდება ნივთიერებას, რომლის ნადნობი ან ხსნარი ატარებს ელექტრულ დენს მისი იონებად დისოციაციის შედეგად, თვითონ ნივთიერება ელექტრულ დენს არ ატარებს. ელექტროლიზი კი წარმოადგენს ელექტროლიტის ხსნარში დენის გავლისას შემადგენელი იონების ელექტროდებზე გამოყოფის მოვლენას). ასეთი სისტემა წარმოადგენს გალვანურ ელემენტს, სადაც რკინა – ანოდია (+), სპილენძი კი - კათოდი (-). რკინა გადასცემს ელექტრონებს სპილენძს და გადადის ხსნარში იონების სახით. წყალბადის იონები მოძრაობენ სპილენძისაკენ და განიმუხტებიან მასზე. კათოდი უფრო და უფრო უარყოფითი ხდება და ბოლოს და ბოლოს მისი პოტენციალი გაუტოლდება ანოდის პოტენციალს და კოროზია ნელდება.

ამ თემაზე შეიძლება შემდეგი ცდის ჩატარება. ავიღოთ სამი ჭიქა სუფრის მარილის ხსნარით, 3 ცალი ლურსმანი, ცინკის ნაჭერი და სპილენძის მავთული იზოლაციის გარეშე. პირველი ლურსმანი ჩაუშვათ ხსნართან ჭიქაში. მეორე ლურსმანს მივაბათ სპილენძის მავთული, მესამეს – მივაბავთ ცინკის ნაჭერი. შემდეგ თითოეული ლურსმანი ჩაუშვათ თავის ჭიქაში და დავტოვოთ 2-3 დღის განმავლობაში. ამ დროის გავლის შემდეგ სამივე ლურსმანზე შევამჩნევთ კოროზიის (ჟანგის) კვალს. ყველაზე ცუდ მდგომარეობაში იქნება ის ლურსმანი, რომელზეც მიბმული იყო სპილენძის მავთული, ყველაზე ნაკლები კოროზია შეიმჩნევა იმ ლურსმანზე, რომელზედაც მიბმულია ცინკის ნაჭერი. რით აიხსნება ეს? საქმე იმაშია, რომ ყველა ლითონს გააჩნია ელექტრონების გაცემის სხვადასხვა უნარი. მათი ამ უნარის შესადარებლად გავეცნოთ ლითონების ძაბვის რიგს:  $Li < K < Rb < Cs < Ba < Ca < Na < Mg < Al < Mn < Cr < Zn < Fe < Cd < Co < Ni < Sn < Pb < H_2 < Cu < Ag < Hg < Pt < Au$ . ის ლითონები, რომლებიც ამ რიგში იმყოფებიან უფრო მარცხნივ (მაგალითად ცინკი უფრო მარცხნივაა ვიდრე რკინა) უფრო ადვილად გასცემენ ელექტრონებს ვიდრე მარჯვნივ მდგომი ლითონები (მაგალითად სპილენძი უფრო

მარჯვნივაა ვიდრე რკინა). ამდენად, როდესაც როგორც კი ორივე ლითონი მოხვდება ელექტროლიტში (დენის გამტარია მარილის ხსნარი), მაშინათვე წარმოიქმნება გალვანური წყვილი. უფრო აქტიური ლითონი (მარცხნივ მდგომი) დაიშუხტება დადებითად, ამ დროს ის სწრაფად იჟანგება, ნაკლებ აქტიური – უარყოფითად. სწორედ ეს მოხდა ჩვენს ჭიქებში: რკინა უფრო მარცხნივ დგას ვიდრე სპილენძი, ამიტომ ის დაიშუხტება დადებითად და შესაბამისად სწრაფად იჟანგება. ცინკიან ჭიქაში ცინკი უფრო აქტიურია, ვიდრე რკინა. ამიტომ ვიდრე მთელი ცინკი არ დაიჟანგება, რკინა არ დაიშლება.

ელექტროქიმიური კოროზია უფრო ინტენსიურად მიმდინარეობს თუ კათოდი შეიცავს ისეთ ლითონის ჩანართებს, რომლებიც ნაკლებ აქტიურია ვიდრე ის, რომელიც კოროზიას განიცდის. მაგალითად, თუ კოროდირებს ფოლადი (ფოლადი – რკინისა და ნახშირბადის შენადნობია, რომელშიც ნაწილობრივ წარმოიქმნება რკინის კარბიდი FeC) ასეთი უბნების როლს თამაშობს სწორედ რკინის კარბიდი.

ლითონებისა და შენადნობების მდგრადობაზე დიდ გავლენას ახდენს ფაზურ-სტრუქტურული გარდაქმნები, რომლებსაც ადგილი აქვს მასალების თერმული დამუშავების (გახურება-გაცივება) დროს. ამის მაგალითია უჟანგავი ფოლადის გახურება 600-650°C –მდე და მისი ნელი გაცივება ჰაერზე, რაც პრაქტიკულად ხორციელდება კიდევ შედუღებისას. თერმული დამუშავების ასეთი რეჟიმის დროს ჩნდება ფაზურ-სტრუქტურული გარდაქმნები, რომლებიც მარცვლების საზღვარზე იწვევენ ქრომის კარბიდის გამოყოფას. ეს უკანასკნელი ასუსტებს კავშირს მარცვლებს შორის, ამცირებს ფოლადში კოროზიამდელი მალეგირებელი ელემენტის – ქრომის შემცველობას და შესაბამისად ადგილი აქვს კრისტალთშორის კოროზიას ანუ კოროზიას მარცვლებს შორის საზღვარზე.

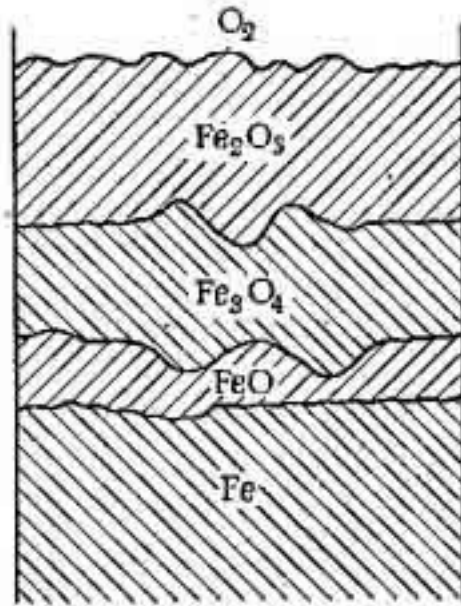
ლითონის ზედაპირის მდგომარეობა დიდად განაპირობებს მთლიანად მასალის კოროზიულ მედეგობას: ზედაპირის არაერთგვაროვნება კოროზიის ერთ-ერთი მიზეზია; პრიალა პოლირებული ზედაპირი კოროზიის მიმართ გაცილებით უფრო მდგრადია, ვიდრე უხეშად დამუშავებული, გაშლიფული ზედაპირი; ლითონის ზედაპირზე ჟანგეულის ფენის არსებობა, ხელს უშლის კოროზიის პროცესს.

დაჟანგული ან ადსორბირებული (ადსორბცია – ერთი ნივთიერების კონცენტრაციის გაზრდა მეორის ზედაპირზე) შრე შეიძლება იყოს მთლიანი ან წყვეტილი; ძალიან თხელი (თვალთ უხილავი – რამდენიმე ანგსტრემი სისქის), ან სქელი (40Å - დან 5 000 Å-მდე). ასე მაგალითად თვითდაჟანგვის დროს ცინკის ზედაპირზე წარმოიქმნება 5- 6 Å სისქის ჟანგის ფენა, სპილენძის ზედაპირზე - 15- 20 Å, ალუმინისაზე – 100 - 150 Å.

ჰაერის ჟანგადი და ატმოსფერული აირები მაღალ ტემპერატურებზე ქიმიურად მოქმედებენ ლითონებთან და იწვევენ კოროზიას. ზოგიერთი აირი იმდენად სპეციფიკურია, რომ კოროზიას, რომელიც მათ გარემოში ხდება, სახელწოდებაც კი აქვთ: წყალბადური, კარბონალური, გოგირდწყალბადური და სხვა. კოროზიის სინქარეზე დიდ გავლენას ახდენს მინარეგების შემცველობა აირებში. ნორმალურ ტემპერატურებზეც კი ლითონების კოროზიის სინქარე ჩვეულებრივ ატმოსფეროშიც კი სხვადასხვაა.

წყლის ორთქლის შემცველობა მნიშვნელოვნად აჩქარებს კოროზიის სინქარეს. ასე მაგალითად მახშირორჟანგის შემცველი ჰაერის პირობებში მნიშვნელოვნად იზრდება არამარტო ლითონების, არამედ უჟანგავი ფოლადების კოროზიის სინქარე. დადგენილია, რომ უჟანგავი ფოლადი 650<sup>0</sup>C –მდე გახურებისას ჰაერზე კოროზიას არ განიცდის, მაშინ როდესაც ნახშირორჟანგის შემველ ატმოსფეროში კოროზიის სინქარე შეადგენს 0.051 გ/(მ<sup>2</sup>·სთ).

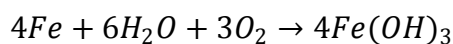
ლითონის დაჟანგვისას ატმოსფეროში მის ზედაპირზე წარმოიქმნება ჟანგეულის ფენა – ხენჯი. აირადი კოროზიისას მისი სისქე იზრდება ან ახალი წარმონაქმნების ან ძველის გაზრდის ხარჯზე. ნახ.17-ზე ნაჩვენებია რკინის ჟანგეულების წარმოქმნის პროცესი ჰაერზე გახურებისას



ნახ. 17. ჰაერზე რკინის გახურებისას ხენჯის წარმოქმნის სქემა  
 $Fe_2O_3$  ( $\leq 100^{\circ}C$ );  $Fe_3O_4$  (400 - 575<sup>0</sup>C);  $FeO$  ( $\geq 575^{\circ}C$ )

$Fe_2O_3$  და  $Fe_3O_4$  გააჩნია რთული აგებულების კრისტალური მესერი:  $Fe_2O_3$  - რომბოედრული,  $Fe_3O_4$  - რთული კუბური მესერი.  $FeO$ , რომელიც წარმოიქმნება 575<sup>0</sup>C – ზე ზემოთ, გააჩნია მარტივი წახნაგცენტრირებული კუბური მესერი, რომელიც შეიცავს ვაკანსიებს და ელექტრონულ დეფექტებს, რომლებიც ამარტივებენ ჟანგბადის შეღწევას კრისტალში. ასეთი აგებულების ჟანგი ვერ ახდენს ლითონის იზოლირებას ჟანგბადის ზემოქმედებისაგან, არალევირებული ფოლადის მხურვალმედეობა შემოსახლვრულია 575 – 600<sup>0</sup>C.

რკინა ადვილად განიცდის კოროზიას წყლის ტენიან ატმოსფეროში. მ დროს ადგილი აქვს რეაქციას:



რკინის ჰიდრატირებული ოქსიდი  $Fe(OH)_3$  არის ის რასაც რკინის ჟანგს ეძახიან (ნახ.18).



ნახ.18. რკინის დაჟანგული დეტალები

კოროზიის პროცესს ხშირად ხელს უწყობს ხახუნი (ე.წ. ფრეტინგი) და მას ადგილი აქვს ერთმანეთთან მჭიდროდ დასმულ ზედაპირებზე, რომლებიც ციკლურ, შედარებით მცირე ამპლიტუდურ დატვირთვას განიცდიან. ამ დროს პირველ სტადიაზე ადგილი აქვს მიკრობზარების გაჩენას, შემდეგ მათ განვითარებას და ცვეთის ლაქებისა და ბალოების წარმოქმნას. ხახუნის კოროზიის საწინააღმდეგოდ საკმაოდ ეფექტურია სპეციალური დანაფარების დატანა მოხახუნე ზედაპირებზე. მეცნიერ ულინგის აზრით, კოროზიის მექანიზმი ამ დროს არაა ელექტროქიმიური. ამ პროცესის ინტენსივობა იზრდება დატვირთვის გაზრდისა და სრიალის დროს, მაგრამ ტენიან გარემოში ინტენსივობა ნაკლებია, ვიდრე მშრალ ჰაერზე და მაგალითად სხვა აირის, ისეთის როგორცაა აზოტი, ატმოსფეროში თითქმის არ მიმდინარეობს.

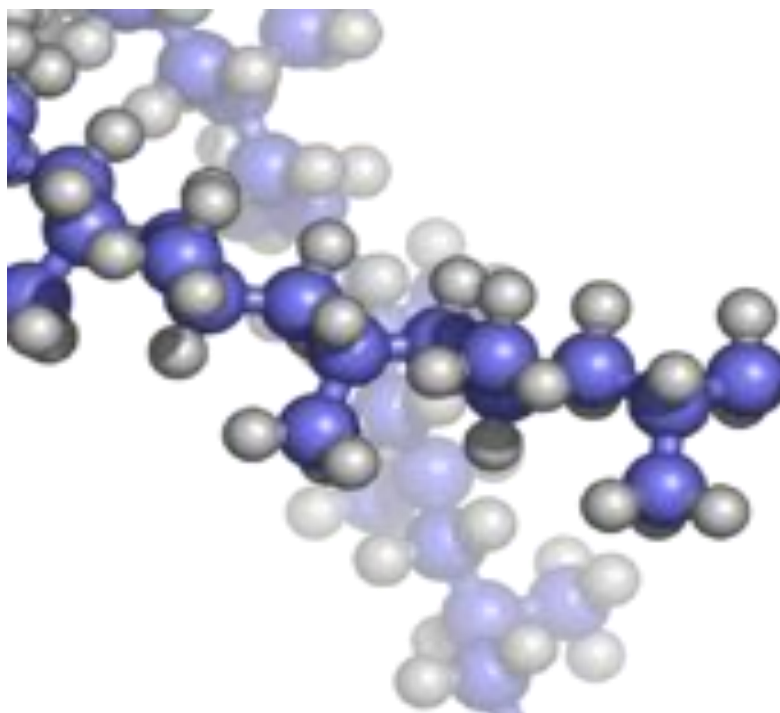
აგრესიულ გარემოში, მაგალითად გოგირდმჟავაში, კოროზიის ხასიათი იცვლება, პროცესი ელექტროქიმიური ხდება. გარემოს კოროზიული აქტივობის გარდა (მჟავები) ამ შემთხვევაში დიდ როლს თამაშობს მჟავას შემზეთავი უნარი. ცდით დადგენილია, რომ გოგირდმჟავას კონცენტრაციის გაზრდისას კოროზიის სიჩქარე გარკვეულ შემთხვევებში მცირდება.

კოროზიის სიჩქარეზე გარკვეულ და ზოგ შემთხვევაში არსებით გავლენას ახდენს ელექტრული ველი. მუდმივი ელექტრული ველის პირობებში ლითონებში ჩნდება ე.წ. მოხეტიალე დენები, რომლებიც აჩქარებენ კოროზიის პროცესს.

**პოლიმერული მასალების კოროზია.** პოლიმერი წარმოადგენს არაორგანულ ან ორგანულ, ამორფულ ან კრისტალურ ნივთიერებას, რომელიც შედგება გრძელი, მაკრომოლეკულებად ქიმიური ან კოორდინაციული კავშირებით დაკავშირებული “მონომერული ჯაჭვებისაგან”. პოლიმერი წარმოადგენს მაღალმოლეკულურ შენაერთს: პოლიმერში მონომერული ჯაჭვების რაოდენობა (პოლიმერიზაციის ხარისხი) საკმაოდ მაღალი უნდა იყოს. მრავალ შემთხვევაში ჯაჭვების რაოდენობა შეიძლება ჩაითვალოს საკმაოდ დიდად, თუ ახალი მოლეკულის მიერთება (მორიგი მონომერული რგოლის დამატება) პოლიმერის მოლეკულის თვისებებს არ ცვლის.

როგორც წესი პოლიმერულ მოლეკულათა მასები რამდენიმე ათასიდან რამდენიმე მილიონის ფარგლებში მერყეობს.

პოლიმერის აგებულებაში შეიძლება გამოიყოს მონოზომის რგოლი – გამეორებადი ფრაგმენტი, რომელიც შეიცავს რამდენიმე ატომს. პოლიმერები შედგებიან დიდი რაოდენობის გამეორებადი ჯგუფებისაგან (რგოლები), რომლებიც ერთნაირი აგებულებისაა, მაგალითად პოლივინილქლორიდი  $(-CH_2 - CHCl-)_n$ , ნატურალური კაუჩუკი და სხვა. ნახ.19. ნახვენებია პოლიპროპილენის აგებულება.



ნახ. 19. პოლიპროპილენის აგებულება

პოლიმერებს ფართო გამოყენება აქვთ მედიცინაში.

პოლიმერული მასალების კოროზიამედვეობა დამოკიდებულია არამარტო [პოლიმერების სახეობაზე, არამედ ერთი და იმავე შემადგენლობის პოლიმერის ხარისხზე, მარკაზე და ა.შ.



აგრესიული გარემოს ზემოქმედება პოლიმერზე დაიყვანება სამ ძირითად პროცესზე, რომლებიც შეიძლება მიმდინარეობდნენ ერთდროულად და სხვადასხვა კომბინაციით: დიფუზია, გაუღენტოვა, ქიმიური რეაქცია.

პოლიმერების კოროზია ხორციელდება ჰეტეროგენულ სისტემაში; დიფუზიის შედეგად აგრესიული გარემო შეაღწევს მასალაში, გაუღენტავს მას ან ქიმიურად ურთიერთქმედებს მასთან. ხშირად ეს ორი პროცესი ერთდროულად მიმდინარეობს. შესაბამისად პოლიმერების მდგრადობა ხასიათდება მათში აგრესიული გარემოს შეღწევადობის სიჩქარით. კოროზიის ინტენსივობის განმსაზღვრელი ფაქტორებია: რეაგენტის (გარემო) დიფუზიის სიჩქარე პოლიმერის ზედაპირისაკენ, პოლიმერის მიერ რეაგენტის სორბცია ქიმიური გარდაქმნებით, სორბირებულ გარემოსა და პოლიმერს შორის, რეაქციის პროდუქტების დიფუზიით პოლიმერის შიგნით და სხვა.

პოლიმერულ მასალაში გარემოს დიფუზიის და სორბციის ბუნებაზე მოქმედებს შემდეგი ფაქტორები:

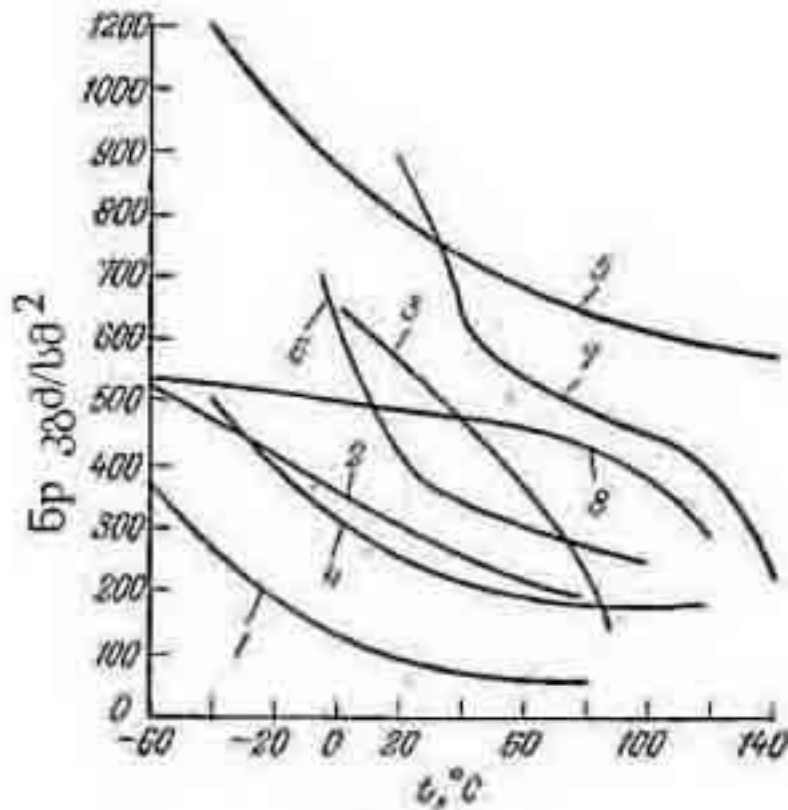
- 1) დიფუნდირებადი ნივთიერების მოლეკულებისა და პოლიმერის მოლეკულებს შორის ურთიერთქმედი ძალების ბუნება (ფიზიკური ან ქიმიური). ფიზიკური სორბცია ხასიათდება პოლიმერის გაუღენტოვით, ქემოსორბცია – გახსნით ან ქიმიური რეაქციით პოლიმერსა და გარემოს შორის;
- 2) ტემპერატურით;
- 3) პოლიმერის სტრუქტურით, მისი მოლეკულების ფორმით, კრისტალურობის ხარისხით;
- 4) აგრესიული გარემოს ბუნებით, მისი ორთქლის აქტივობით, დუდილის ტემპერატურით, მოლეკულური წონით და მოლური მოცულობით და ა.შ.

დიფუნდირებადი მასალის მოლეკულური წონის, მოცულობის და მოლეკულის ზომის ზრდასთან ერთად დიფუზია, შეღწევადობა და ხსნადობა მცირდება.

კოროზიის შედეგად იცვლება პოლიმერული მასალის ფიზიკო-მექანიკური თვისებები. გაუღენტოვა იწვევს მის დარბილებას, სიმტკიცის შემცირებას და მასალის თანდათანობით რღვევას. ქიმიური რეაქციები იწვევენ დესტრუქციას (პოლიმერული მოლეკულების დაშლა და მიღებული პროდუქტების გამოყოფა). სხვა კომპონენტების არსებობისას, მაგალითად პლასტიფიკატორების, გარემოსთან ქიმიური რეაქციის გამო, ეს უკანასკნელნი გამოიყოფიან (გამორეცხებიან) მასალიდან; ამ დროს მცირდება მასალის პლასტიკურობა და მასალა იზარება შემდეგ კი ირღვევა.

ნახ. 20-ზე ნაჩვენებია პლასტმასის სიმტკიცის დამოკიდებულება ტემპერატურაზე.

პოლიმერებზე დამუანგავების მოქმედებისას ადგილი აქვს კავშირების გაწყვეტას ან ახალი ქიმიური კავშირების შექმნას რაც იწვევს ელასტიურობის დაკარგვას (მაგალითად რეზინის), ამ დროს ერთდროულად შეიძლება ადგილი ჰქონდეს სისაღის და სიმტკიცის გაზრდას და შინაგანი ძაბვების გაჩენას, რომლებიც განაპირობებენ მასალის სიმეფის ზრდას და საბოლოოდ მასალის რღვევას. სხვადასხვა მინარევის შეყვანა მნიშვნელოვნად ცვლის ამ მაჩვენებლებს.



ნახ. 20. პლასტმასის სიმტკიცის დამოკიდებულება ტემპერატურაზე  
 1 - პოლიეთილენი (მაღალი წნევის); 2 - პოლიეთილენი (დაბალი წნევის);  
 3 - ვინიპლასტი; 4 - ფტოროპლასტი; 5 - პროლამიდი; 6 - პენტაპლასტი;  
 7 - პოლიკარბონატი; 8 - ფენოპლასტი

მოკლედ შევეხოთ ზოგიერთი კონკრეტული ლითონის კოროზიასთან დაკავშირებულ საკითხებს.

ხენჯის, როგორც დამცავი ფენის ფუნქციის შემსრულებლის, აუცილებელი პირობაა მისი მთლიანობა, რომელიც დამოკიდებულია ლითონის ზედაპირზე წარმოქმნილი მოლეკულური მოცულობის შეფარდებაზე იმ ლითონის მოცულობასთან, რომელიც დაიხარჯა ამ ჟანგეულის წარმოქმნაზე. ფენა მხოლოდ მაშინაა უწყვეტი, როდესაც ეს ფარდობა 1-ზე მეტია

$$V_{\text{ხენჯი}}/V_{\text{ლითონი}} > 1$$

$V_{\text{ხენჯი}}$  - ხენჯის ფენის მოლეკულური მოცულობაა,  $V_{\text{ლითონის}}$  - ლითონის ის მოცულობაა, რომელიც დაიხარჯა ხენჯის წარმოქმნისას.

ლითონების უმრავლესობისათვის ეს მოცულობა 1-ზე მეტია, მაგალითად  $Fe_2O_3$  წარმოქმნისას ის ტოლია 2.14; ნიკელისათვის ( $NiO$ ) - 1.52 და ა.შ. და მხოლოდ მაგნიუმისათვის ( $MgO$ ) შეადგენს 0.79.

აირად კოროზიას ჰაერზე განიცდის არამარტო რკინა, არამედ სხვა ლითონებიც თუმცა – ნაკლებად. მაგალითად,  $900^{\circ}\text{C}$  - ზე რკინის მასის დანაკარგი უანგზადის ატმოსფეროში 24 საათის განმავლობაში შეადგენს  $12.4 \text{ გ/მ}^2$ , სპილენძის –  $4.4 \text{ გ/მ}^2$ , ნიკელის –  $0.28 \text{ გ/მ}^2$ .

გოგირდოვანი აირები ( $\text{SO}_2, \text{H}_2\text{S}$ ) ძალიან აგრესიულია როგორც ფოლადის ისე ფერადი ლითონების მიმართ. თუ ფოლადის კოროზიას ადგილი აქვს ტენიან გარემოში მჟავის წარმოქმნის გამო, ისეთი ლითონები, როგორებიცაა სპილენძი, ნიკელი ისინი იშლებიან ტენის გარემოში. ყველაზე ნაკლებად ეს აირები მოქმედებენ ქრომზე, ამიტომ ქრომიანი ფოლადების გამოყენება უკეთესია ვიდრე ქრომიკელიანი ფოლადებისა.

გოგირდწყალბადი ლითონებთან ქმნის სულფიდებს, რომლის ფენასაც არ გააჩნია დამცავი თვისებები და კიდევ უფრო მეტიც, ეს ფენა ზოგჯერ სტიმულსაც კი აძლევს კოროზიას.

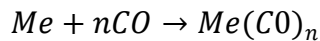
ქლორი და და ქლორწყალბადი ყველაზე აგრესიული აირებია, განსაკუთრებით ტენიან ატმოსფეროში. მშრალ აირებში ლითონების უმრავლესობა ნიკელის გამოკლებით, კოროზიას იწყებენ  $200 - 300^{\circ}\text{C}$  -ზე. ამასთან კოროზიის ინტენსივობის მიხედვით ისინი განლაგებულია ასეთი მიმდევრობით: ალუმინი, თუჯი, ნახშირბადოვანი ფოლადი, სპილენძი, ტყვია. აირადი კოროზიისას წარმოქმნილი შესაბამისი ლითონების ქლორიდები, მათი ორთქლის მაღალი წნევის გამო, იშლებიან და ხელს უწყობენ დამცავი თვისებების მქონე ფენების წარმოქმნას.

ნიკელის ქლორიდის ( $\text{NiCl}_2$ ) აქროლადობა, სხვა ლითონების ქლორიდებთან შედარებით გაცილებით ნაკლებია და ხშირად აიხსნება ნიკელის მდგრადობით ქლორში ან ქლორწყალბადში ( $\text{HCl}$ ).

ტიტანი მშრალ ქლორში აღდება.

მაღალ ტემპერატურებზე ფტორი კიდევ უფრო აგრესიულია ვიდრე ქლორი. ამ ატმოსფეროში ყველაზე მდგრადია ნიკელი, რომლის ზედაპირზეც წარმოიქმნება ფტორის დამცავი ფენა ( $\text{NiF}_2$ ).

შედარებით უფრო მაღალ ტემპერატურებზე და წნევებზე ნახშირორჟანგი ურთიერთქმედებს ლითონებთან, აქროლადი ნივთიერებების – კარბონილების წარმოქმნით:



კარბონილური კოროზია განსაკუთრებით დამახასიათებელია რკინისათვის (ფოლადი).  $100 - 120^{\circ}\text{C}$  - ზე ზემოთ წარმოიქმნება რკინის პენტაკარბონილი.

ნიკელის კოროზია ნახშირორჟანგში მიმდინარეობს ნიკელის ტეტრაკარბონილის წარმოქმნით ( $\text{Ni}(\text{CO})_4$ ), რომელიც ადვილად აქროლდება.

ლეგირებული ქრომიანი და ქრომიკელიანი ფოლადები ნაკლებად განიცდიან კოროზიას, ხოლო 23%  $\text{Cr}$  და 20%  $\text{Ni}$  შემცველობის ფოლადები საერთოდ არ ექვემდებარებიან მას. ნახშირორჟანგი ყველაზე ნაკლებ აგრესიულია, მაგრამ მისი არსებობა ჰაერში დაუანგვის პროცესს აჩქარებს, ის განსაკუთრებით აგრესიულია რკინისა და არალეგირებული ფოლადებისათვის.

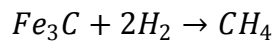
წყალბადი. წყალბადის ზემოქმედება ლითონებზე მაღალ ტემპერატურებზე და წნევებზე ძალიან საშიშია. წყალბადოვანი კოროზია იწვევს სიმციფეს, სიმტკიცის შემცირებას, პლასტიკურობის გაუარესებას, ფოლადის, სპილენძის და მისი შენადნობის დაშლას. წყალბადოვანი კოროზია გამოწვეულია წყალბადის სპეციფიკური ბუნებით (მინიმალური ზომები, სიმსუბუქე, ადსორბციისა და დიფუზიის უნარი, ხსნადობა ლითონში). პირველ ეტაპზე ადგილი აქვს ლითონის ზედაპირზე ადსორბციას (ერთი ლითონის კონცენტრაციის გაზრდა მეორის ზედაპირთან), ხოლო მეორე ეტაპზე ქემოსორბციას (მყარი სხეულის ზედაპირის მიერ ნივთიერების შთანთქმა ქიმიური ნაერთის წარმოქმნით). ამ უკანასკნელს ადგილი აქვს უფრო მაღალ ტემპერატურებზე მასალაში წყალბადის გახსნისას. ორივე ეს პროცესი იწვევს წყალბადოვანი სიმციფისა და მასალის პლასტიკურობის მკვეთრ შემცირებას.

წყალბადოვან კოროზიას იწვევს შემდეგი მექანიზმები:

1) წყალბადის მოლეკულა შეაღწევს რა ლითონში გროვდება კრისტალური მესრის დეფექტებში ან მარცვლის საზღვრებზე და შესაბამისად ამ ადგილებზე წარმოიქმნება ძალიან მაღალი წნევები (რამდენიმე ათასი ატმოსფერო), რაც იწვევს ლითონის დაბზარვას და ნაკეთობის დაშლას;

2) წყალბადის გახსნისას ფოლადში, ნაცვლად ნახშირის ხსნარის გაჩენისა რკინაში  $Fe(C)$ , ადგილი აქვს წყალბადის მყარი ხსნარის გაჩენას მასში  $Fe(H)$ . ამის გამო ეს უკანასკნელი ნაკლებად მტკიცეა და უფრო მყიფე. ამ მოვლენის თავიდან ასაცილებლად ლითონს ახურებენ ვაკუუმში. ამ დროს წყალბადი გამოიყოფა ლითონიდან და აღდგება მისი საწყისი თვისებები;

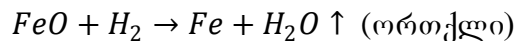
3) გახსნილი წყალბადი რეაქციაში შედის ფოლადის ყველა მტკიცე ფაზასთან  $Fe_3C$  და წარმოიქმნება აირადი ნახშირწყალბადი – მეთანი  $CH_4$



მეთანის მოლეკულის ზომები გაცილებით მეტია წყალბადის მოლეკულის ზომებზე, ამიტომ ისინი ვერ გამოდიან მასალიდან და გროვდებიან მარცვლების საზღვარზე რის გამოც წარმოიქმნება მაღალი წნევა, რაც იწვევს კრისტალში ბზარების გაჩენას.

წყალბადის ზემოქმედების ამ სახეს ეწოდება გაუნახშირბადობა. პროცესი იწყება მასალის ზედაპირიდან და ვრცელდება მის სიღრმეში, რაც ამცირებს ცვეთამდეგობას, სისაღეს, დაღლილობის ზღვარს. გაუნახშირბადობას აწვევს არამარტო წყალბადი, არამედ წყლის ორთქლი, ნახშირორჟანგი და თვით ჰაერიც კი, თუმცა გაცილებით ნაკლებად.

1) ლითონში გახსნილი წყალბადი აღადგენს მასში არსებულ უანგეულებს



ამასთან ლითონის მარცვლების საზღვრებზე წარმოიქმნება წყლის ორთქლი, რომელიც ასუსტებს მარცვლებს შორის კავშირს და ქმნის შიგა წნევებს, ეს კი ზრდის მის სიმკიფეს და წარმოქმნის ბზარებს. ეს მოვლენა დამახასიათებელია ფოლადისა სხვა ლითონებისთვისაც, კერძოდ სპილენძისათვის. თუ სპილენძი შეიცავს 0.01 % -ზე მეტ ჟანგბადს ჟანგეულის სახით, მაშინ  $400^{\circ}\text{C}$  - ზე ზემოთ წყალბადი დიფუნდირებს სპილენძში და აღადგენს მას  $\text{Cu}_2\text{O}$  - მდე. წარმოქმნილი წყლის ორთქლი განთავსდება მარცვლების საზღვარზე და სპილენძი მკიფე ხდება – ადგილი აქვს ე.წ. “წყალბადურ ავადმყოფობას”. მისი თავიდან აცილების მიზნით რეკომენდებულია სპილენძის განჟანგვა მაგალითად ფოსფორით.

წყალბადის ზემოქმედება ფერად ლითონებზე სხვადასხვანაირია და დამოკიდებულია მათ უნარზე შთანთქმის წყალბადი. ზოგიერთი ლითონისათვის, მაგალითად ტიტანი, ცირკონიუმი, ვანადიუმი წყალბადის შთანთქმის პროცესი ეგზოთერმულია (სითბო გამოიყოფა) და ტემპერატურის გაზრდით წყალბადის ხსნადობა მცირდება. სხვა ლითონებისათვის ნიკელი, რკინა, სპილენძი – პირიქით წყალბადის შთანთქმა ენდოთერმული პროცესია (სითბო შთაინთქმება) და ტემპერატურის გაზრდით წყალბადის ხსნადობა მათში მკვეთრად იზრდება.

ლითონური წყალბადის სიმკიფე, დაკავშირებულია ქიმიური ნაერთების - ჰიდრიდების წარმოქმნასთან, რომლებიც მეტად მკიფე ფაზებია და ამცირებენ მასალის პლასტიკურობას.

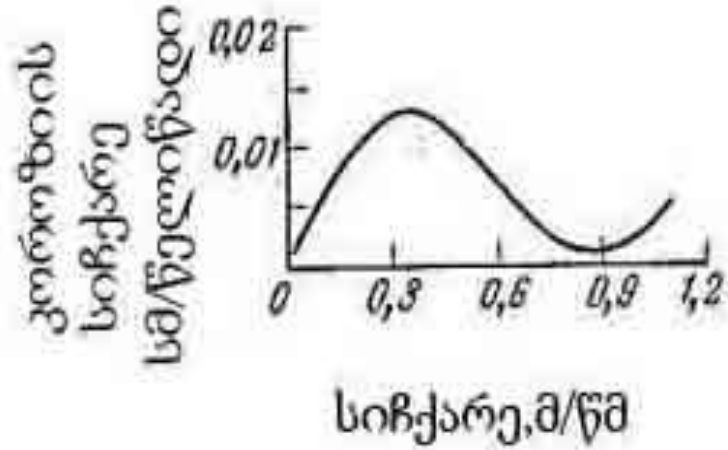
**მექანიკური ძაბვების გავლენა კოროზიაზე.** აგრესიულ გარემოში კოროზიას ხელს უწყობს მუდმივი გამჭიმავი ძაბვები (როგორც შინაგანი, ასევე გარეგანი), ნარჩენი ძაბვები ლითონის მექანიკური ან ქიმიური დამუშავების შემდეგ, ნიშანცვლადი დატვირთვები. ისინი იწვევენ ლითონის დაბზარვას და კოროზიულ დაღლას.

ლითონი, რომელიც სრულებით კოროზიამდებია ამა თუ იმ აგრესიულ გარემოში, სავსებით შესაძლებელია დაირღვეს ასეთ გარემოში მექანიკური ძაბვის ზემოქმედებისას.

გარემოს სიჩქარის გავლენა. გარემოს მოძრაობის სიჩქარე მნიშვნელოვან გავლენას ახდენს ჟანგბადის მიწოდებაზე, მის ხსნადობაზე, და დიფუზიაზე. ნახ.21. -ზე მოყვანილია ნეიტრალური გარემოს (მტკნარი წყალი) გავლენა კოროზიაზე. ნახაზიდან კარგად ჩანს, რომ კოროზია პირველ ეტაპზე იზრდება; გარემოს მოძრაობის რაღაც სიჩქარეზე, მიწოდებული ჟანგბადი ხელს უწყობს ზედაპირის პასივაციას და კოროზიის სიჩქარე მინიმუმამდე მცირდება. სიჩქარის შემდგომი ზრდისას პასიური ფირი ირღვევა (გადაირეცხება) და კოროზიის სიჩქარეც იზრდება.

**ტემპერატურისა და წნევის გავლენა კოროზიაზე.** ტემპერატურის გაზრდით დიფუზიური პროცესები ინტენსიური ხდება, რაც ზრდის კოროზიის ინტენსივობას და სიჩქარეს. ამასთან ტემპერატურის გაზრდით ჟანგბადის ხსნადობა მცირდება, ამიტომ კოროზიის სიჩქარე ტემპერატურის გაზრდით უწყვეტად არ იზრდება, არამედ გაჩნია გარკვეული მაქსიმუმი.

წნევა ასევე ზრდის ლითონების კოროზიას, ვინაიდან ამ დროს პროცესში მონაწილე აირების, პირველ რიგში ჟანგბადის კონცენტრაცია იზრდება, რამაც შეიძლება გაზარდოს ლითონში მექანიკური ძაბვები. როგორც წესი ტემპერატურისა და წნევის ერთდროული ზრდა კოროზიის პროცესს აჩქარებს.

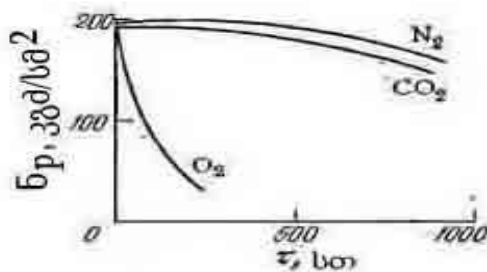


ნახ.21. კოროზიის სიჩქარის დამოკიდებულება მტკნარი წყლის სიჩქარეზე

პოლიმერულ მასალებს შესაბამის ტემპერატურულ ინტერვალში განსაკუთრებით მოეთხოვებათ ფიზიკო-მექანიკური თვისებების სტაბილურობა. ეს თვისებები ძირითადად განისაზღვრება პოლიმერის შემადგენლობით.

ზოგიერთი პოლიმერი შეიცავს სინათლის და სითბოს გავლენით შლად კავშირებს. ამ შემთხვევაში მოყვანილი ფაქტორების გავლენით პოლიმერი “ბერდება” და მისი სიმტკიცის ხარისხი დროთა განმავლობაში უარესდება.

დამუხანგავი დესტრუქცია განსაკუთრებით დამახასიათებელია ისეთი პოლიმერისათვის როგორცაა, მაგალითად ბუნებრივი კაუჩუკის ვულკანიზატი (რეზინა). აზოტისა და ნახშირორჟანგის ატმოსფეროში ამ პოლიმერის სიმტკიცე თითქმის არ იცვლება, მაშინ როდესაც ჟანგბადის გავლენით ის სწრაფად და მკვეთრად მცირდება (ნახ. 22)



ნახ.22. კაუჩუკის ვულკანიზატის დაძველება ჟანგბადის, აზოტის და ნახშირორჟანგის ატმოსფეროში

## 5. ლითონებისა და შენადნობების ტექნოლოგიური თვისებები

ლითონებისა და შენადნობებისაგან ნაკეთობის დამზადებისას დიდი მნიშვნელობა აქვს მათ ტექნოლოგიურ თვისებებს, ვინაიდან ამაზე მნიშვნელოვნად არის დამოკიდებული მიღებული ნამზადის ექსპლოატაციური თვისებები.

ტექნოლოგიური თვისებებს **მიეკუთვნება: თხევადდენადობა, ლიკვაცია, პლასტიკურობა, ჭედადობა, შეკლება, ცვეთამედეგობა, კოროზიამედეგობა, დამუშავებადობა, შედუღებადობა, შეცხობადობა.**

**თხევადდენადობა.** წარმოადგენს გამდნარი ლითონის თვისებას, შეავსოს ყალიბის ფორმა და ზუსტად გაიმეოროს მისი ზომები. ფორმის კარგი შევსების გარდა, კარგი თხევადდენადობა აუმაჯობებს ნამზადის სიმკვრივეს ვინაიდან ამ დროს კარგად განიდევნება ნამზადში გახსნილი აირები და არალითონური ჩანართები. გარდა თხევადდენადობისა არჩევენ თხევადდენადობას და ის წარმოადგენს გამდნარი მასალის თვისებას შეავსოს ფორმის რელიეფის ნაზი ზედაპირი. თხევადდენადობა მრავალ ფაქტორზეა დამოკიდებული. ეს ფაქტორებია: მასალის ბუნება, ქიმიური შემადგელობა, დნობის ტემპერატურა და ა.შ.

**ლიკვაცია** ესაა მყარი შენადნობის ქიმიური შემადგენლობის არაერთგვაროვნება შენადნობის ზოდის განიკვეთში. მაგალითად ცნობილია, რომ თუჯს გააჩნია კარგი თხევადდენადობა და ლიკვაციისაკენ მცირე მიდრეკილება, რასაც ვერ ვიტყვით ფოლადზე. ფოლადს ახასიათებს თუჯთან შედარებით ნაკლები თხევადდენადობა და მეტი მიდრეკილება ლიკვაციისაკენ.

**პლასტიკურობა,** ლითონის ერთ-ერთი ძირითადი თვისებაა და მდგომარეობს დატვირთვის ქვეშ მყოფი მასალის თვისებაში ისე დეფორმირდეს, რომ არ დაირღვეს და დატოვოს ნარჩენი დეფორმაცია (რომელიც შენარჩუნდება დატვირთვის მოხსნის შემდეგ). პლასტიკურობა ზოგჯერ ხასიათდება ნიმუშის წაგრძელებით მისი გაჭიმვისას.

გაჭიმვის შემდეგ ნიმუშის სიგრძის ნაზრდის შეფარდებას მის საწყის სიგრძესთან გამოსახულს პროცენტებში, ფარდობითი წაგრძელება ეწოდება. ფარდობითი წაგრძელება განისაზღვრება ნიმუშის გაწყვეტის შემდეგ და მიუთითებს ლითონის თვისებაზე, წაგრძელდეს გამჭიმავი ძალის მოქმედებით.

**ჭედადობა** ესაა ლითონის თვისება დაემორჩილოს წნევით დამუშავებას (ჭედვა, გლინვა, წნეხვა და ა.შ.), შეიცვალოს და შეინარჩუნოს მიღებული ფორმა ისე, რომ არ დაირღვეს წნევის მოდების ან დარტყმების გამო. ჭედადობა დამოკიდებულია პლასტიკურობაზე, გახურების ხარისხზე, მადეფორმირებელ ძალაზე, მინარევების შემცველობაზე და ა.შ. ლითონები და შენადნობები ჭედადია როგორც ცივ ისე გახურებულ მდგომარეობაში.

ლითონის **შეკლება** ეწოდება გამდნარი ლითონის მოცულობის შემცირებას გაცივებისა და გამყარების დროს. წრფივი ზომების შესაბამის შემცირებას გამოსახულს პროცენტებში, წრფივი შეკლება ეწოდება. სხვადასხვა ლითონს სხვადასხვა შეკლება ახასიათებს. ფოლადებისათვის, დაწყებული

ნახშირბადოვანიდან და დამთავრებული ლევირებულით, შეკლება 0.8 – 2.5 % ტოლია. ამრიგად იციან რა შეკლების ზომა, ჩამოსასხმელ ფორმას ამზადებენ მეტი ზომისას, ისე, რომ ჩამოსხმის შემდეგ მიიღონ ნამზადის საჭირო ზომები.

**ცვეთამედგობა.** ესაა ლითონის თვისება წინააღმდეგობა გაუწიოს ცვეთას - ზედაპირის რღვევას ხახუნის გავლენით.

**კოროზიამედგობა** ახასიათებს ლითონს წინააღმდეგობა გაუწიოს მის ქიმიურ ან ელექტროქიმიურ დარღვევას ქიმიურად აქტიურ გარემოში ან მაღალ ტემპერატურებზე.

**დამუშავებადობა** ჭრით ლითონის თვისებაა დამუშავდეს მჭრელი ინსტრუმენტების გამოყენებით. სამედიცინო დანიშნულების მასალები კარგად უნდა ემორჩილებოდნენ პოლირებასა და გაშლიფვას. ასეთ მასალებს მაგალითად მიეკუთვნებიან უჟანგავი ფოლადები.

**შედულებადობა** წამოადგენს ლითონის თვისებას წარმოქმნას ისეთი შენადული, რომელსაც არ გააჩნია ბზარები როგორც შედულების ადგილებში ასევე მიმდებარე ზონაში. ამასთან დიდი მნიშვნელობა აქვს შედულების მეთოდის სწორად შერჩევას. მაგალითი დურალუმინი კარგად დუღდება წერტილოვანი შედულებით, მაგრამ ცუდად - აირადით. თუჯი კარგად დუღდება აირადი შედულებით ერთდროული შეთბობით, მაგრამ ცუდად – რკალური შედულებით. უკანასკნელ ხანებში სულ უფრო ფართოდ გამოიყენება ლაზერული შედულება. ფოლადების შედულებისას ყურადღება უნდა მიექცეს იმ გარემოებას, რომ რაც მეტია მათში ნახშირბადის შემცველობა მით უფრო გაძნელებულია შედულება.

**შეცხობადობა** – ესაა მეტალოკერამიკის წარმოქმნის უნარი და გამოიყენება განსაკუთრებული სისხლის ნამზადების შესაქმნელად. შეცხობის პროცესი მდგომარეობს სპეციალურ ფორმაში შესაბამისი ფხვნილის დაწნეხვასა და შემდეგ მაღალ ტემპერატურაზე გახურებაში.

## **6. უჟანგავი ფოლადი, მათი სახეები, ფიზიკო-მექანიკური თვისებები, გამოყენება მედიცინაში**

ფოლადი ეწოდება რკინის შენადნობს ნახშირბადთან, რომელშიც ნახშირბადის შემცველობა მერყეობს 0.01 – და 2 % - მდე. უჟანგავი ფოლადი წარმოადგენს რთულად ლევირებულ ფოლადს, რომელიც მდგრადია კოროზიის მიმართ ატმოსფეროზე და აგრესიულ გარემოში და თავის შემადგელობაში შეიცავს არანაკლებ 12 % ქრომისა. ამრიგად ქრომი წარმოადგენს უჟანგავი ფოლადის ძირითად კომპონენტს, განაპირობებს მის კოროზიულ მდგრადობას.

ფოლადის კოროზიამედგობა მიიღწევა მასში ისეთი ელემენტების შეყვანით, რომლებიც მის ზედაპირზე ქმნიან მკვრივ, ფუძესთან მაღალი ადგეზიის მქონე უანგეულების არახსნად დანაფარებს, რომლებიც ზრდიან მის ელექტროქიმიურ პოტენციალს მოცემულ გარემოში.

ფოლადის კოროზიამდგრადობაზე გავლენას ახდენს ზედაპირის მდგომარეობა. თუ ზედაპირი პოლირებულია და არ გააჩნია წერტილოვანი დეფექტები, რომლებიც



წარმოადგენენ კოროზიული პროცესების კონცენტრატორებს, ასეთი მასალის კოროზიამედევობა მაღალია. უჟანგავი ფოლადებისათვის არსებობს ცნება,



ნახ.25. უჟანგავი ფოლადი

კრისტალშორის კოროზია. ეს ისეთი მოვლენაა როცა კოროზია გამოწვეულია ლითონის მარცვლების არათანაბარი სტრუქტურით, რომლის დროსაც გახურებისას მარცვლის საზღვარზე აქტიურად წარმოიქმნება ქრომის კარბიდი ( $Cr_2C_6$ ). ამ დროს მარცვლის ძირითადი სტრუქტურა ღარიბდება ქრომით 12 % - ზე ქვემოთ. განსაკუთრებით ასეთი მოვლენისადმი მიდრეკილება აქვს წრთობად უჟანგავ ფოლადებს, რომლებსაც გააჩნიათ ნახშირბადის გაზრდილი და ქრომის მინიმალური 13 % - იანი შემცველობა.

გავისხენოთ, რომ წრთობა ეწოდება თერმული დამუშავების სახეს, რომელიც მდგომარეობს მასალის გახურებაში კრიტიკულ ტემპერატურაზე ზემოთ (კრისტალური მესრის ტიპის შეცვლის ტემპერატურა, ან ტემპერატურა, რომელზედაც მარტიცაში იხსნება დაბალ ტემპერატურაზე არსებული ფაზები) შემდგომი სწრაფი გაცივებით. ანსხვაგვარად გამოწვას პოლიმორფული გარდაქმნით, ფოლადებისათვის და წრთობას პლომორფული გარდაქმნის გარეშე. ეს უკანასკნელი დამახასიათებელია ფერადი ლითონების უმრავლესობისათვის.

ფოლადის წრთობადობა პირდაპირ არის დამოკიდებული ნახშირბადის პროცენტულ შემცველობაზე, რაც მეტია ნახშირბადის შემცველობა ფოლადში, მით მეტი სიმტკიცის მიღწევაა შესაძლებელი, პლასტიკურობის საზიანოდ. თუ სიმტკიცე

და წრთობისადმი უნარი არ წარმოადგენს ძირითად მოთხოვნას უჟანგავი ფოლადისადმი, მაშინ ცდილობენ ნახშირბადის შემცველობა მინიმალური გახადონ, რაც საშუალებას იძლევა შემცირდეს კრისტალთშორისი კოროზიის ალბათობა. ასეთი კრისტალთშორისი კოროზიის შემცირების გზაა ფოლადის შემადგენლობაში ტიტანისა და ნიობიუმის შეყვანა. ამ დროს ქრომის კარბიდების ნაცვლად მიიღება **TiC** და **NbC** ტიპის კარბიდები, ხოლო ქრომი რჩება მყარ ხსნარში, ინარჩუნებს რა თავის ანტიკოროზიულ თვისებებს. გადიდებული ანტიკოროზიული თვისებების მისანიჭებლად ფოლადს დამატებით ალგვირებენ მოლიბდენით.

თავიანთი სტრუქტურის მიხედვით უჟანგავი ფოლადები იყოფიან სამ ნაწილად:

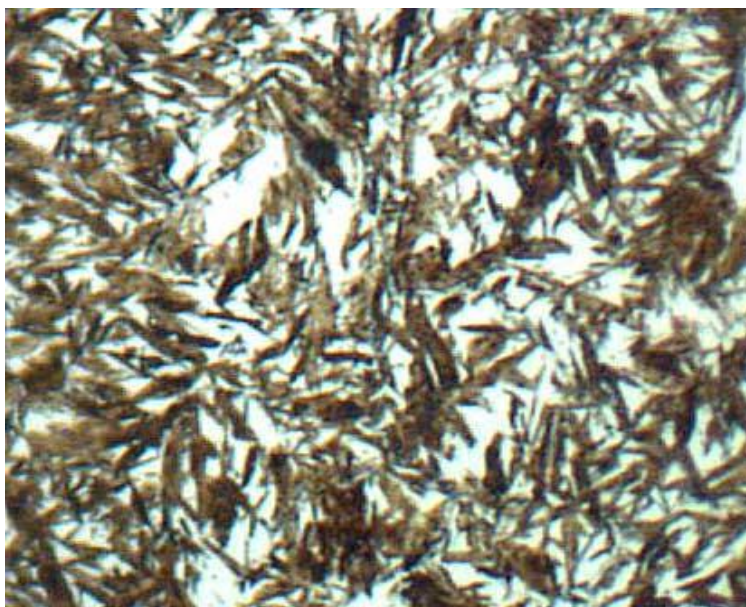
- 1) მარტენსიტული უჟანგავი ფოლადები;
- 2) ფერიტული უჟანგავი ფოლადები;
- 3) აუსტენიტური უჟანგავი ფოლადები.

ასევე არსებობენ საშუალოდ კლასებიც: აუსტენიტურ-ფერიტული და სხვა.

პირველ ორ კლასს გააჩნია დამაგნიტების უნარი, მესამე არამაგნიტურია.

ამრიგად მარტივად, მუდმივი მაგნიტით შეიძლება დავადგინოთ თუ რომელ კლასს ეკუთვნის უჟანგავი ფოლადი, მაგრამ არაფრის თქმა არ შეგვიძლია მათ ხარისხზე.

მარტენსიტი - ნაწრთობი ფოლადის ძირითადი სტრუქტურული შემადგენელი; წარმოადგენს ნახშირბადის მოწესრიგებულ გაჯერებულ მყარ ხსნარს  $\alpha$ - რკინაში, კონცენტრაციის ისეთივე მნიშვნელობით როგორც ესაა საწყის აუსტენიტში.



ნახ. 26. მარტენსიტის მიკროსტრუქტურა

მარტენსიტის წარმოქმნის ფიზიკური მექანიზმი პრინციპიალურად განსხვავდება სხვა პროცესებისაგან, რომლებსაც ადგილი აქვს გახურებისა და გაცივებისას. ეს პროცესები დიფუზიური ხასიათისაა, ანუ ატომები გადაადგილდებიან დაბალი სიჩქარით, მაგალითად აუსტენიტის დაბალი სიჩქარით გაცივებისას წარმოიქმნებიან ფერიტისა და ცემენტიტის კრისტალების ჩანასახები, მათ დიფუზიით უერთდებიან დამატებითი ატომები და ბოლოს მთელი მოცულობა იღებს პერლიტურ სტრუქტურას ან ფერიტო-პერლიტურ სტრუქტურას.

მარტენსიტური გარდაქმნა არადიფუზიურია (წანაცვლებითი გარდაქმნა), ატომები გადაადგილდებიან წანაცვლებითი მექანიზმით დიდი სიჩქარით. გავრცელების სიჩქარე შეადგენს რამდენიმე მეტრს წამში. მარტენსიტს გააჩნია ტეტრაგონალური კრისტალური მესერი (მართკუთხა პარალელებიპედი, რომლის წვეროებშიც განთავსებულია რკინის ატომები, ხოლო მოცულობის ცენტრში – ნახშირბადი). სტრუქტურა არაწონასწორულია, შინაგანი ძაბვები დიდია, რაც მნიშვნელოვნად განაპირობებს მარტენსიტული სტრუქტურის მაღალ სისაღეს და სიმტკიცეს. მარტენსიტული სტრუქტურის გახურებისას ადგილი აქვს ნახშირბადის ატომების დიფუზიურ გადანაწილებას.

ფერიტი წარმოადგენს  $\alpha\text{-Fe}$ -ში ნახშირბადის ჩანერგვის მყარ ხსნარს და გააჩნია მოცულობაცენტრირებული კუბური მესერი, ან ნახშირბადის ჩანერგვის მყარ ხსნარს  $\gamma\text{-Fe}$ -ში ( $\gamma$ -ფერიტი) წახნაგცენტრირებული კუბური მესრით. თერმული დამუშავების პროცესში  $723^{\circ}\text{C}$  - მდე ფერიტი გადადის მაღალ ტემპერატურულ ფაზაში – აუსტენიტში. ფერიტული ფოლადები მაღალ ტემპერატურებზე ხასიათდებიან მაღალი მექანიკური სიმტკიცით და ასევე მაღალი კოროზიული მედეგობით სხვადასხვა ქიმიური ზემოქმედების მიმართ.

აუსტენიტი წარმოადგენს რკინისა და მისი შენადნობების მაღალტემპერატურულ წახნაგცენტრირებულ მოლიფიკაციას. ნახშირბადოვან ფოლადებში აუსტენიტი ესაა ჩანერგვის მყარი ხსნარი, რომელშიც ნახშირბადის ატომები  $\gamma$  რკინის ელემენტარულ უჯრედში შედიან თერმული დამუშავებისას. აუსტენისტურ სტრუქტურას ასევე განაპირობებს მანგანუმი.

ნიკელი და მანგანუმი ასევე გარკვეულ გავლენას ახდენენ უჟანგავი ფოლადების მექანიკურ თვისებებზე. ფოლადები, რომლებიც შეიცავენ 17 – 18 % ქრომს და 8 – 10 % ნიკელს ხასიათდებიან მაღალი პლასტიკურობით. უკანასკნელ ხანებში ნიკელის მაღალი ღირებულების გამო დაიწყეს მისი შემცირება 4 - 5 % - მდე, და მის ნაცვლად იყენებენ იაფ მანგანუმს ( 8 – 10 %). თვისებების სტაბილიზაციისათვის უმატებენ სპილენძს (1.5 – 2 %). ასეთი ფოლადების ნაკლია გაჭიმვისას ნაბზარების გაჩენისკენ მიდრეკილება.

ნახშირბადოვანი შენადნობების – ფოლადებისა და თუჯების სტრუქტურულ შემადგენელ ნაწილს წარმოადგენს პერლიტი. პერლიტი ფერიტისა და ცემენტიტის ევტექლოიდური ნარევი. ცემენტიტი თავის მხრივ რკინის კარბიდა  $\text{Fe}_3\text{C}$ , რომელშიც ნახშირბადის კონცენტრაცია მასის მიხედვით 6.67 % - მაქსიმალურია რკინანახშირბადოვანი შენადნობებისათვის. ცემენტიტი მეტასტაბილური ფაზაა; სტაბილური ფაზის – გრაფიტის წარმოქმნა მრავალ

შემთხვევაში გაძნელებულია. ცემენტიტს გააჩნია ორთორომბული კრისტალური მესერი, ძალიან მტკიცეა და მყიფე, სუსტად მაგნიტურია  $210^{\circ}\text{C}$  - მდე.

ნახ.27 – ხე ნახვენებია პერლიტის, მარტენსიტის და ცემენტიტის მიკროფოტოგრაფიული გამოსახულება.

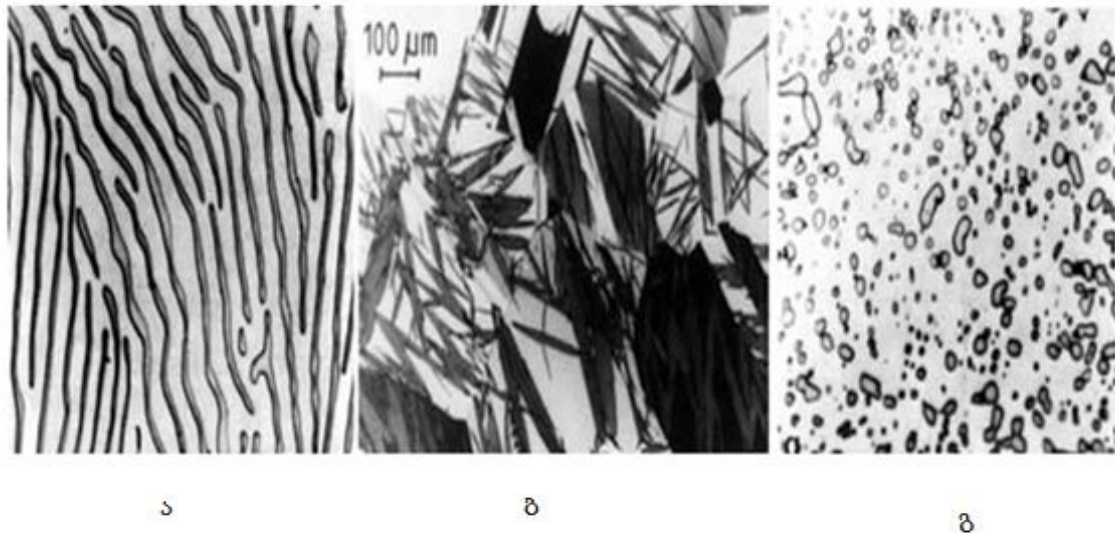
ნახვენებია, რომ ლაზერის სხივის გავლენით შეიძლება მიღებულ იქნა რკინის ისეთი შენადნობები, რომლებიც შეიცავენ მალევირებელი ელემენტის გაცილებით მეტ რაოდენობას ვიდრე ეს დაიშვება მდგომარეობის დიაგრამით.

ასე მაგალითად რკინა – ვოლფრამის შენადნობში, ოთახის ტემპერატურაზე, მდგომარეობის დიაგრამის მიხედვით, ლევირებული ფერიტები უნდა შეიცავდნენ 0.1 % ვოლფრამს, ხოლო  $1800^{\circ}\text{C}$ -ზე 13 %-ს. ლაზერული იმპულსების მოქმედების შემდეგ ფერიტი ოთახის ტემპერატურაზე შეიცავს 15 % ვოლფრამს, ხოლო დარტყმითი ტალღის მოქმედების შემდეგ 100 % ანუ წარმოიქმნება უწყვეტი მყარი ხსნარი, ისევე როგორც თხევადი ხსნარები სპირტისა და წყლის არევისას.

უქანგავი ფოლადი მარკირება სტანდარტიზირებულია. მსოფლიოში მოქმედებს რამდენიმე სტანდარტი. ამერიკული AISI, იაპონური JIS, ევროპული EN, გერმანული DIN, რუსული ГОСТ.

უქანგავი ფოლადი შეუცვლელი მასალაა მრავალი სამედიცინო ინსტრუმენტის და მოწყობილობის დასამზადებლად. თანამედროვე დიაგნოსტიკის მეთოდების განვითარება და ინოვაციური ტექნოლოგიების განვითარება სულ უფრო აფართოებს უქანგავი ფოლადის გამოყენებას.

მედიცინაში გამოყენებულ უქანგავ ფოლადებს უნდა გააჩნდეთ ძალიან მაღალი სისალე, ისინი არ უნდა არ იფხაჭნდებოდნენ, ვინაიდან ნაფხაჭნში შეიძლება



ნახ. 27. მიკროფოტოგრაფიული გამოსახულება (გაკეთებულია ოპტიკური მიკროსკოპით ა) პერლიტი, ბ) მარტენსიტი, გ) ცემენტიტის ნაწილაკების განაწილება ფერიტში

დაგროვდეს ჭუჭყი, რომელიც შემდგომში აუცილებლად მოხვდება პაციენტის ორგანიზმში ოპერაციისას.

დღეისათვის არჩევენ ასეთი ფოლადის რამდენიმე სახეობას. მოლიბდენქრომოვანი ფოლადი (მარკა AISI) ჩვეულებრივ გამოიყენება არა მარტო მაღალი ხარისხის ინსტრუმენტების, არამედ სამედიცინო ჭურჭლების დასამზადებლადაც. ამ ფოლადების ფუძეზე დამზადებული სამედიცინო მოწყობილობები ძალიან მტკიცეა. გარდა ამისა სტერილიზაციის დროს ისინი შეიძლება გახურდნენ მაღალ ტემპერატურამდე. ასეთი ფოლადის ფუძეზე დამზადებული ხელსაწყოების ნაკლია მაღალი ღირებულება, ვინაიდან მათ შემადგენლობაში შედის მაღალი ღირებულების ლითონი მოლიბდენი.

ქრომნიკელიანი უჟანგავი ფოლადი (მარკა AISI 304) ხასიათდება მაღალი მდგრადობით დაჟანგვისადმი მუავა-ტუტე არეში.

ყველაზე ხშირად სამედიცინო ინსტრუმენტებს ამზადებენ ქრომოვანი ფერიტული ფოლადისაგან (მარკა AISI 430, 439, 441). მიუხედავად მაღალი სიმტკიცისა, ამ მარკის ფოლადები კარგად მუშავდებიან მექანიკურად, განსხვავებით პირველი ორი მარკისაგან. ამ ფოლადს ახასიათებს მაღალი კოროზიული მდგრადობა და მიკრონაბზარების გაჩენის ძალიან დაბალი ალბათობა.

უჟანგავი ფოლადის სამედიცინო ინსტრუმენტების დასამზადებლად ფართო გამოყენების ერთ-ერთი მიზეზია ნამზადის ზედაპირის მაღალი ხარისხით დამუშავების შესაძლებლობა, რასაც ადასტურებს ქვემოთ მოყვანილი სურათები.

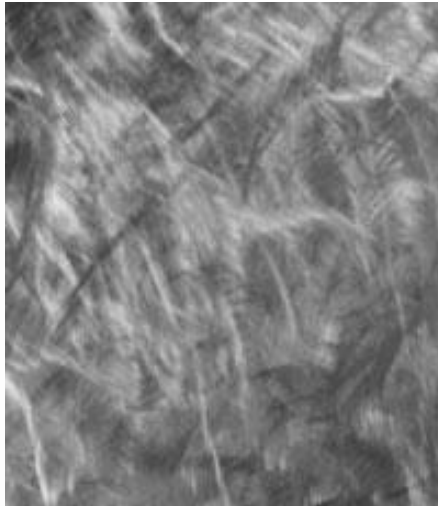


ნახ.28. პოლირებული უჟანგავი პოლადი





ნახ. 29. გაშლიფული უჟანგავი ფოლადი



ნახ.30. ქაოტურად გაშლიფული უჟანგავი ფოლადი

ამჟამად ქირურგიული ინსტრუმენტის წარმოება ძალიან სრულყოფილია. შამედიცინო ინსტრუმენტები შეადგენენ სამედიცინო ტექნიკის ნომეკლატურის 60 % და იყოფიან ორ ძირითად ჯგუფად: ზოგად ქირურგიული და სპეციალური. ინსტრუმენტები პირობითად დაყოფილია შემდეგ ჯგუფებად:

**მჭრელი** – სამედიცინო ინსტრუმენტები, რომელთა სამუშაო ნაწილი მოიცავს ერთ ან რამდენიმე მჭრელ პირს, რბილი ქსოვილებისა და ძვლოვანი ქსოვილების დასამუშაებლად, ასევე მედიცინაში გამოყენებული მასალების დასამუშაებლად.

**მჩხვლეტავი** – ინსტრუმენტები ბასრი ბოლოთი, რომლებიც განკუთვნილია ორგანიზმის ქსოვილში დიაგნოსტიკის ან სამკურნალო მიზნით შესაყვანად, მაგრამ არაა განკუთვნილი ორგანიზმში მიღების, დრენაჟის, ძაფის შესაყვანად.

**მომჭერი** – სამედიცინო ხელსაწყოები, რომლებიც შედგებიან ორი ნაწილისაგან, რომელთა შემხვედრი მოძრაობა ხორციელდება სახსროვანი შეერთებით.

**გამაფართოებელი** – სამედიცინო ინსტრუმენტები, რომლებიც გამოიყენება ჭრილობის, ღრუს და ასე შემდეგ გასაფართოებლად. მაზონდირებელი – სამედიცინო ინსტრუმენტები მილის სახით, ლითონისაგან ან პოლიმერისაგან, ადამიანის ორგანიზმში ბუნებრივი სიღრუხების გამოკვლევებისა და კათეტერიზაციისათვის.

**სკალპელი** – ერთპირიანი სამედიცინო ინსტრუმენტი რბილი ქსოვილების საჭრელად. სკალპელის სამუშაო ნაწილი 2-3 –ჯერ ნაკლებია სახელურზე. სამუშაო ნაწილის მიხედვით სკალპელი სხვადასხვა სახისაა: ბასროლოიანი, მუცლის ღრუს, რადიუსიანი, ნამგლისმაგვარი.

**სამედიცინო მაკრატლები** – მზადდება ნახშირბადოვანი და უჟანგავი ფოლადებისაგან.

**სამედიცინო ხერხი** გამოიყენება ძვლოვან ქსოვილთან სამუშაოდ, დაბოლოებების რეზექციის ან ამპუტაციისათვის და ა.შ.

უჟანგავი ფოლადებისაგან მზადდება მომჭერები, სამედიცინო კაუჭები.

გარდა ქირურგიული ინსტრუმენტებისა უჟანგავი ფოლადისაგან მზადდება სხვადასხვა აპარატი, მაგალითად მოტეხილობებისა და ორთოპედიული ავადმყოფობების სამკურნალოდ, ასევე სამედიცინო და ლაბორატორიული ავეჯი, სამედიცინო სანტექნიკა და სხვა.



ნახ.31 (ა). სამედიცინო ინსტრუმენტები (1)



ნახ.31(ბ). სამედიცინო ინსტრუმენტები (2)



ნახ.32. კომპრესიულ-დისტრაქციული აპარატი უჟანგავი ფოლადისაგან





ნახ.33. უჟანგავი ფოლადისაგან დამზადებული სამედიცინო მოწყობილობები (უჟანგავი ფოლადის მარკა AISI 304)

## 7. ვერცხლისა და პალადიუმის შენადნობები. ფიზიკო-მექანიკური თვისებები. გამოყენება მედიცინაში

**ვერცხლი** ფართოდ გამოიყენება სხვადასხვა სამედიცინო მოწყობილობებისა და მათი დეტალების დასამზადებლად, პროტეზების შესაქმნელად. ვერცხლისგან ამზადებენ სამედიცინო შპრიცების ნემსებს. ამჟამად ვერცხლის შენაერთები, სხვა კეთილშობილ ლითონებთან კომბინაციაში, გამოიყენებიან სპეციალური ნემსების დასამზადებლად სხივური თერაპიისათვის.

ცნობილი ფაქტია, რომ თუ წყალი ინახება ვერცხლის ჭურჭელში ან ვერცხლთან კონტაქტში, ვერცხლის უმცირესი იონები -  $Ag^+$  გადადიან წყალში და კლავენ ბაქტერიებს და მიკროორგანიზმებს. ასეთი წყალი დიდხანს არ ფუჭდება.

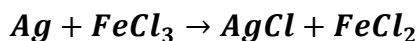
ვერცხლი წარმოადგენს პერიოდული სისტემის მეხუთე ჯგუფის ელემენტს ატომური ნომრით 47. აღინიშნება სიმბოლოთი **Ag**. ვერცხლი ჭედადი, პლასტიკური ლითონია მოთეთრო-ვერცხლისფერი შეფერილობით. კრისტალური მესერია წახნაგცენტრირებული კუბი, მესრის მუდმივათი  $a = 4.086\text{\AA}$ . დნობის ტემპერატურაა  $960^{\circ}\text{C}$ , სიმკვრივე შეადგენს -  $10.5 \text{ გ/სმ}^3$ . ოთახის ტემპერატურაზე -  $20^{\circ}\text{C}$  ვერცხლს გააჩნია ყველა ლითონზე დაბალი კუთრი ელექტროწინააღობა  $1.59 \cdot 10^{-8}$  ომი  $\cdot$  მ.

ვერცხლი როგორც კეთილშობილი ლითონი, ხასიათდება დაბალი რეაქციული თვისებებით, ის არ იხსნება მარილმუჟავასა და განზავებულ გოგირდმუჟავაში, მაგრამ

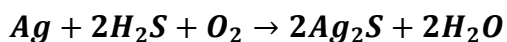
ადვილად იხსნება აზოტმჟავაში, ცხელ კონცენტრირებულ მარილმჟავაში თავისუფალი ჟანგბადის არსებობისას:



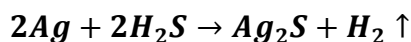
ვერცხლი იხსნება რკინის ქლორიდში:



ვერცხლი ასევე ადვილად იხსნება ვერცხლისწყალში და წარმოქმნის ამაღვამას (ვერცხლისა და ვერცხლისწყლის თხევადი ხსნარი). ვერცხლი არ იჟანგება ჟანგბადით მაღალ ტემპერატურებზეც კი, მაგრამ თხელი ფირების სახით შეიძლება დაიჟანგოს ჟანგბადის პლაზმით ან ოზონით ულტრაიისფერი სხივებით დასხივებისას. ტენიან ატმოსფეროში ორვალენტიანი გოგირდის არსებობისას (გოგირდწყალბადი, ტისულფატი, რეზინა) წარმოიქმნება ვერცხლის სულფიდის ძალიან მქრქალი ფენა რაც იწვევს ვერცხლის ნაკეთობის სიშავეს:



ჟანგბადის არ არსებობისას



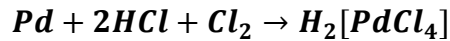
ნახ. 23. ვერცხლი

პალადიუმი წარმოადგენს პლატინის ქვეჯგუფის ყველაზე მსუბუქ ლითონს, ამასთან ის მათ შორის ყველაზე ადვილადღნობადია. პალადიუმის ღნობის

ტემპერატურაა  $1554^{\circ}\text{C}$ , დუდილის ტემპერატურა კი შეადგენს -  $2490^{\circ}\text{C}$ . დნობის კუთრი სითბოა -  $37.8$  კალ/გ, კუთრი სითბოტევადობა -  $20^{\circ}\text{C}$  - ზე -  $0.0586$  კალ/(სმ·გრად), კუთრი წინააღმდეგობა  $25^{\circ}\text{C}$  - ზე -  $9.96 \cdot 10^{-9}$  ომი·მ; სითბოგამტარობა -  $0.161$  კალ/(სმ·წმ·გრად), სისალე ბრინელის მიხედვით შეადგენს -  $52$  კგძალა/მმ<sup>2</sup>.

პალადიუმს თუ გავახურებთ ადვილად იჭედება და ემორჩილება შედუღებას, ასევე კარგად მუშავდება მექანიკურად, კარგად პოლირდება და არ ემორჩილება კოროზიას. პალადიუმი არ მქრქალდება ჰაერზე, ხოლო რბილი მექანიკური ზემოქმედებისას მის ზედაპირზე არ წარმოიქმნება ნაბზარები და ნაფხაჭნები.

პალადიუმი არ რეაგირებს წყალთან, განზავებულ მჟავებთან, ტუტეებთან, ამიაკის ხსნართან, მაგრამ რეაგირებს კონცენტრირებულ მარილმჟავასა და აზოტმჟავასთან, გოგირდთან, ჰალოგენტან. მაგალითად:



პალადიუმს უმატებენ ოქროს სამსხმელო თვისებების გასაუმჯობესებლად. ფიზიკო-ქიმიური თვისებებით პალადიუმის შენადნობები მსგავსია ოქროს შენადნობების, მაგრამ ხასიათდებიან ნაკლები კოროზიამდეგობით. პალადიუმისათვის ნიკელის, კობალტის, როდიუმის ან რუთენიუმის დამატება აუმჯობესებს მის მექანიკურ თვისებებს, ამადლებს სისალეს. ონკოლოგიური დაავადებების მკურნალობისას გამოიყენება პლატინა, რომელიც ძალიან ტოქსიკური ელემენტია. ამჟამად მოიძებნა პლატინის პალადიუმით შეცვლის შესაძლებლობა, რაც აიაფებს მკურნალობას და გარდა ამისა პალადიუმი გაცილებით ნაკლებ ტოქსიკურია პლატინასთან შედარებით.



ნახ.24. პალადიუმი

## 8. კობალტისა და ქრომის შენადნობები. ფიზიკო-ქიმიური. გამოყენება მედიცინაში

კობალტი წარმოადგენს პერიოდული სისტემის მეოთხე პერიოდის მერვე ჯგუფის ელემენტს, ატომური ნომრით 27. აღინიშნება სიმბოლოთი  $Co$ . კობალტი მოვერცხლისფრო-მოთეთრო, ოდნავ მოყვითალო მეტალია, მოვარდისფრო ან მოლურჯო შეფერილობით. არსებობს მისი ორი მოდოფიკაცია  $\alpha - Co$  ჰექსაგონალური მჭიდრო წყობის მესრით და  $\beta - Co$  კუბური წახნაგცენტრირებული მესრით.  $\alpha \rightarrow \beta$  გადასვლის ტემპერატურა შეადგენს  $427^{\circ}C$ . კობალტს გააჩნია მხოლოდ ერთი სტაბილური იზოტოპი  $^{59}Co$ . ცნობილია მისი კიდევ 22 რადიაქტიური იზოტოპი. ჰაერზე კობალტი იუანგება  $300^{\circ}C$  - ზე მაღალ ტემპერატურებზე.

გახურებისას კობალტი ურთიერთქმედებს ფტორთან და წარმოიქმნება  $CoF_3$ . კობალტისა და გოგირდის შეცხოებისას მიიღება კობალტის სულფიდი  $CoS$ . ნახშირბადთან კობალტი ქმნის კარბიდებს  $Co_3C$  და  $Co_2C$ , ფოსფორთან –  $CoP$ ,  $Co_2P$ ,  $Co_3P$ . კობალტი რეაგირებს სხვა არაალითონებთანაც, მაგალითად აზოტთან და მიიღება  $Co_3N$ ,  $Co_2N$ .

ლითონურ კობალტს შეუძლია დიდი რაოდენობით შთანთქას წყალბადი ისე, რომ არ შექმნას მასთან შენაერთები.

კობალტი, როგორც მალეგირებელი დანამატი გამოიყენება ფოლადის მხურვალმედეგობის და მექანიკური თვისებების გასაზრდელად. განსაკუთრებით მნიშვნელოვანია მაგნიტური კობალტური შენადნობები (მათ შორის მაგნიტორბილი და მაგნიტოსალი). მუდმივი მაგნიტების დასამზადებლად გამოიყენება შენადნობები, რომელთა შემადგენლობაა 52 % კობალტი და 5 – 14 % ქრომი ან ვანადიუმი.

კობალტი აუცილებელი ელემენტია ადამიანის ორგანიზმის ნორმალური ფუნქციონირებისათვის. საშუალო წონის (70 კგ) ადამიანის ორგანიზმი შეიცავს 14 მგ კობალტს. დღიური ნორმა შეადგენს 0.007 – 0.017 მგ.

ატომურ რეაქტორში კობალტის სტაბილური იზოტოპი კობალტ – 59 ნეიტრონებით დასხივებისას გადადის  $^{60}Co$  იზოტოპში. ამ რადიაქტიურ ნივთიერებას გააჩნია ძალიან ინტენსიური გამა გამოსხივება. მისი ნახევარდაშლის პერიოდი შეადგენს დაახლოებით 5.2 წელს. რადიაქტიური კობალტი გამოიყენება მედიცინაში სიმსივნის სამკურნალოდ და სამედიცინო კვლევებისათვის.



ნახ.35.კობალტი

**ქრომი** ელემენტია პერიოდული სისტემის მეოთხე პერიოდის მეექვსე ჯგუფის ელემენტია. მისი ატომური ნომერია 24, აღინიშნება სიმბოლოთი *Cr.* ის მყარი, მოცისფრო თეთრი ფერის ლითონია.



ნახ.36. ქრომი



ქრომს გააჩნია მოცულობაცენტრირებული კუბური მესერი, მესრის მუდმივათი  $a = 2.885 \text{ \AA}$ .  $39^{\circ}\text{C}$ -ზე გადადის პარამაგნიტური მდგომარეობიდან ანტიფერომაგნიტურ მდგომარეობაში.

მოოსის სკალით მისი სისაღეა 5.

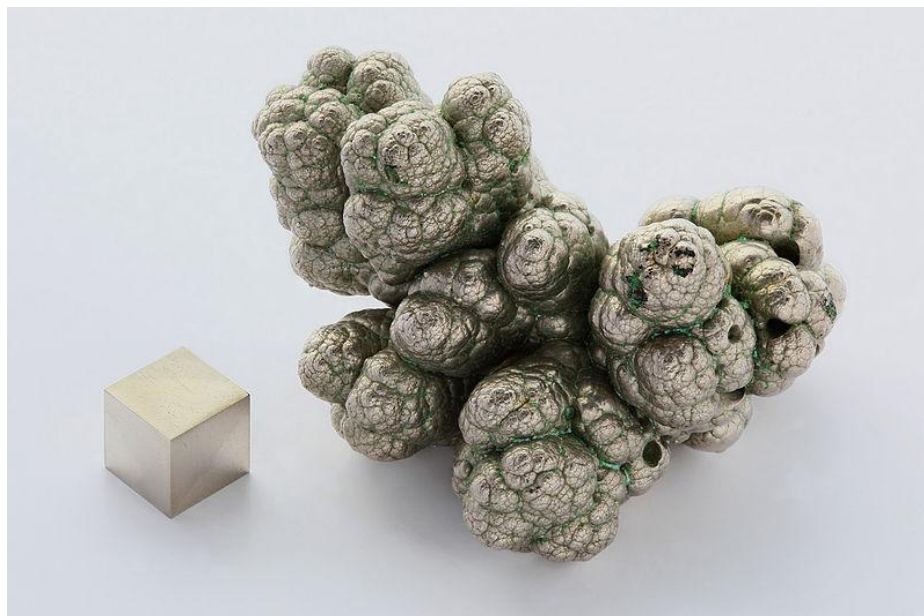
ქრომი ჰაერზე მდგრადია პასივაციის გამო და ამიტომ არ ურთიერთქმედებს გოგრდმჟავასა და აზოტმჟავასთან.  $2000^{\circ}\text{C}$  - ზე იწვის ქრომის ოქსიდის წარმოქმნით -  $\text{Cr}_2\text{O}_3$ .

ქრომი ლეგირებული, და მათ შორის უჟანგავი, ფოლადების მნიშვნელოვანი შემადგენელი ელემენტია.

ქრომი ბიოგენური ელემენტია და მუდმივად შედის მცენარეებისა და ცხოველების ქსოვილების შემადგენლობაში. ქიმიურად ნაკლებ აქტიურია.

### 9. ნიკელისა და ქრომის შენადნობები. ფიზიკო-ქიმიური თვისებები.გამოყენება მედიცინაში

ნიკელს გააჩნია წახნაცენტრირებული კუბური მესერი პერიოდით  $a = 3.5328 \text{ \AA}$ . ნიკელი ფერომაგნეტიკია კიურის წერტილით  $358^{\circ}\text{C}$ . კუთრი წინაღობა შეადგენს  $6.84 \cdot 10^{-4}$  ომი  $\cdot$  მ. წრფივი სითბური გაფართოების კოეფიციენტი  $\alpha = 13.5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$   $0^{\circ}\text{C}$  - ზე, მოცულობითი სითბური გაფართოების კოეფიციენტი შეადგენს  $\beta = 38 - 39 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$



ნახ.37. ნიკელი

ნიკელი მედიცინაში გამოიყენება ბრეკეტ-სისტემების (ტიტანის ნიკელიდი) დამზადებისას და პროტეზირებისას.



ნახ.38. ბრეკეტ-სისტემები

ბრეკეტი ეს არის ორტოდენტური აპარატურის სახეობა, რომელიც გამოიყენება კბილების სისწორის მისაღწევად. ის წარმოადგენს კონსტრუქციულად ყველაზე თანამედროვე და ფიზიოლოგიურ კონსტრუქციას. ბრეკეტი მიეკუთვნება ორტოდენტური აპარატს, რომელიც საშუალებას იძლევა კბილები გადაანაცვლონ ნებისმიერი მიმართულებით; მარცხნივ – მარჯვნივ, წინ-უკან, ზემოთ-ქვემოთ ე.ი ნებისმიერ სიბრტყეში. ზემოქმედების ძალა კბილებზე მცირდება კბილების გასწორების მიხედვით, რაც საშუალებას იძლევა არ გვეშინოდეს მოდებული ძალების შესაძლო უარყოფითი გავლენის. ბრეკეტის ძირითადი ელემენტია – სამაგრი რომელიც კბილზე ფიქსირდება. მეორე უმნიშვნელოვანესი ელემენტია თაღის მაგვარი რკალი. სწორედ ის აწარმოებს დაწოლას სამაგრზე, თანდათან ასწორებს რა კბილების რიგს.

უკანასკნელ ხანებში ფართო გამოყენება აქვს შენადნობებს კობალტის, ქრომის და ნიკელის ფუძეზე. ეს გამოწვეულია იმ უპირატესობით, რომელიც გამოწვეულია ორტოპედიული მკურნალობისას ისეთი კონსტრუქციების გამოყენებით, რომლებიც საშუალებას იძლევიან წარმოებულ იქნას შერჩევითი დაწოლა კბილებზე, კბილების ჯგუფზე და ა.შ. პროტეზებს უნდა ახასიათებდეს მაღალი მოცულობითი და წრფივი სიზუსტეები. მაღალი სიზუსტის სხმულის შექმნა კი შესაძლებელია მხოლოდ იმ ლითონური შენადნობებისაგან, რომლებსაც გააჩნიათ კარგი მექანიკური თვისებები და მინიმალური შეკლება. ამ მიზნით შეიძლება ოქროსა და პლატინის შენადნობის გამოყენება, მაგრამ მათ გააჩნიათ დაბალი მექანიკური სიმტკიცე, დიდი სიმკვრივე მაღალ ფასთან ერთად. კობალტის ქრომისა და ნიკელის ფუძეზე შექმნილი შენადნობები კი ხასიათდებიან მაღალი სიმტკიცით იძლევიან ძალიან ზუსტ სხმულებს. ერთ-ერთი ასეთი მასალა შეცავს 67 % კობალტს, 26 % ნიკელს, 0.5 % მოლიბდენს და ამდენივე მანგანუმს. შენადნობის ფუძეა კობალტი, რომელსაც როგორც ზემოთ შევნიშნეთ, გააჩნია მაღალი მექანიკური თვისებები. ქრომი ემატება სიმტკიცის და ანტიკოროზიული თვისებების გასაზრდელად. მოლიბდენი შენადნობს აძლევს წვრილმარცვლოვან სტრუქტურას, რაც ზრდის შენადნობის სიმტკიცეს. ნიკელი ზრდის სიბლანტეს. მანგანუმი მცირე რაოდენობით აუმჯობესებს სამსხმელო თვისებებს, აძლიერებს თხევადდენადობას. მანგანუმი ასევე ამცირებს დნობის ტემპერატურას, ხელს უწყობს აირების და

გოგირდოვანი შენაერთების მოცილებას. აღნიშნულის მსგავს შენადნობებს ეწოდება ვიტალიუმი, ვიზილი, ტიკონიუმი და სხვა.

ნიკელის მაღალი ხარისხის გამო ამჟამად სულ უფრო ფართოდ გამოიყენება შენადნობები ნიკელისა და ქრომის ფუძეზე. ნიკელ-ქრომიანი შენადნობები იძლევიან ძალიან ზუსტ სხმულებს, არიან მდგრადები კოროზიის მიმართ, მათ ზედაპირზე წარმოიქმნება ოქსიდის ფენა, რომელიც ხელს უწყობს მათზე კბილის პროტეზის დამზადებისას ფაიფურის მასის მიკრობადობას.

## 10. ტიტანის შენადნობები. ფიზიკო-ქიმიური თვისებები. გამოყენება მედიცინაში

ტიტანი პერიოდული სისტემის მეოთხე პერიოდის მეოთხე ჯგუფის ელემენტია, აღინიშნება სიმბოლოთი **Ti**, ატომური ნომრით 22. მარტივი ნივთიერება – მსუბუქი ვეცხლისფერ-თეთრი შეფერილობისაა. არსებობას მისი ორი მოდიფიკაცია:  $\alpha - Ti$  ჰექსაგონალური მჭიდრო წყობის მესრით, და  $\beta - Ti$  კუბური მოცულობაცენტრირებული წყობით.  $\alpha \leftrightarrow \beta$  პოლიმორფული გადასვლის ტემპერატურაა  $883^{\circ}C$ , დნობის ტემპერატურა -  $1660^{\circ} \pm 20^{\circ}C$ . დუდილის ტემპერატურა  $3260^{\circ}C$ . სიმკვრივე  $\alpha - Ti$  და  $\beta - Ti$  შესაბამისად  $4.505 (20^{\circ}C)$  და  $4.32 (900^{\circ}C)$  გ/სმ<sup>3</sup>. კუთრი ელექტროწინააღობა შეადგენს  $0.42$  მკომი  $\cdot$  მ  $20^{\circ}C$ -ზე.



ნახ.39. ტიტანი

ოთახის ტემპერატურაზე ტიტანი იფარება დამცავი ფენით –  $TiO_2$ , რის გამოც კოროზიამდგობა უმრავლეს გარემოში (გარდა ტუტე) მაღალია. ტიტანის ფხვნილს ახასიათებს აალება  $400^{\circ}C$  ტემპერატურაზე. ტიტანის ბურბუშეულა ცეცხლსაშიშია.



ტიტანი მდგრადია მრავალი განზავებული მჟავებისა და ტუტეების მიმართ (გარდა  $HF$ ,  $H_3PO_4$  და კონცენტრირებული  $H_2SO_4$ ). ადვილად მოქმედებს სუსტ მჟავებთან კომპლექს წარმოქმნელებთან ერთად, მაგალითად მდღობ მჟავასთან -  $HF$  ურთიერთქმედებს კომპლექსური ანიონის  $[TiF_6]^{2-}$  წარმოქმნის წყალობით.

ჰაერზე გახურებისას  $1200^{\circ}C$  - მდე ტიტანი წარმოქმნის ცვლადი შემადგენლობის ოქსიდურ ფაზას  $TiO_x$ .

აზოტთან ( $N_2$ )  $400^{\circ}C$  - ზე ზემოთ ტიტანი წარმოქმნის ნიტრიდს  $TiC_x$  ( $x = 0.58 - 1.00$ ). ნახშირბადთან ურთიერთქმედებისას ტიტანი წარმოქმნის კარბიდს  $TiC_x$  ( $x = 0.49 - 1.00$ ). გახურებისას ტიტანი შთანთქავს წყალბადს და და ქმნის ცვლადი შემადგენლობის ნაერთს  $TiH_x$  ( $x = 1.3 - 2$ ). გახურებისას ეს ჰიდრიდები იშლებიან  $H_2$  - ის გამოყოფით. ტიტანი მრავალ ლითონთან ქმნის შენადნობებს.

სამედიცინო ტექნიკის კონსტრუქტორებსა და სხვადასხვა სპეციალობის ექიმებს იზიდავთ მასალები, რომლებიც ინერტულია ცოცხალი ორგანიზმის მიმართ და ახასიათებთ განსაკუთრებული მექანიკური თვისებები, ანტიკოროზიული სიმტკიცე, დაბალი დირებულება და ხელმისაწვდომობა. ტიტანის ასეთი თვისებები მის მიმართ გაზრდილ ინტერესს იწვევს. ცნობილია, რომ კოროზიული მდრადობის მიხედვით სამედიცინო გარემოში ტიტანი არ ჩამორჩება პლატინას; ის მდგრადია მჟავებისა და ტუტეების ხსნარებში. ტიტანის კოროზიის სიჩქარე ზღვის წყალში (თავისი ქიმიური თვისებებით ძალიან ჰგავს ლიმფას) -  $0.00002$  მმ/წელიწადში ან  $0.02$  მმ  $1000$  წელიწადში. ტიტანი და მისი შენადნობები მდგრადნი არიან წყალბადის ზეჟანგის მიმართ, ბენზინის, ფენოლის, ფორმალდეჰიდის მიმართ. ადულებით მრავალგზის სტერილიზაციისა და ავტოკლავში დამუშავების დროს ქლორამინის  $3\%$  ხსნარში მრავალთვიანი გაჩერების,  $96$  გრადუსიანი ეთილის სპირტში, სულემის ხსნარში, სამქლორეთილენში გაჩერებისას ტიტანის შენადნობებზე კოროზიის არავითარი კვალი არ შეიმჩნევა. ტიტანის შენადნობის წერტილოვანი კოროზია შეიმჩნევა მხოლოდ  $10\%$  -იანი იოდის სპირტის ხსნარში რამდენიმე დღე-ღამის გაჩერების შემდეგ.

ტიტანი და მისი შენადნობები ხასიათდებიან მაღალი მდგრადობით ნიშანცვლადი დატვირთვების დროს, რაც ძალიან მნიშვნელოვანია ძვლისშიდა ფიქსატორების დამზადებისას, შიგა და გარე პროტეზებისათვის, რომლებიც როგორც ცნობილია მუდმივად ექვემდებარებიან ცვლად დატვირთვებს.

ტიტანი პლასტიკური მასალაა; კარგად ემორჩილება მექანიკურ დამუშავებას; ჭრას, ხვრეტას, ფრეზირებას, გაშლიფვას. მისგან სხვადასხვა დეტალების დამზადება უფრო ძნელი არაა ვიდრე უჟანგავი ფოლადისაგან. ტიტანი არამაგნიტური მასალაა. დაბალია მისი ელექტროგამტარობაც რაც ძალიან მნიშვნელოვანია, რადგან ამის გამო შესაძლებელია იმ ავადმყოფების ფიზიოთერაპიული მკურნალობა, რომელთა ორგანიზმში იმყოფება ტიტანის კონსტრუქციები. ყველაფერი ეს შესაძლებელს ხდის ტიტანის გამოყენებას მედიცინაში.

ძალიან გულდასმითმა გამოკვლევებმა აჩვენეს, რომ ტიტანი ყველაზე ინერტული მასალაა ბიოლოგიური გარემოს მიმართ. ტიტანის შენადნობებისაგან დამზადებული კონსტრუქციები კარგად ეგუება ადამიანის ორგანიზმს, მათ კარგად შემოეზრდება ძვლისა და კუნთის ქსოვილი. ლითონი პრაქტიკულად არ კოროდირებს ადამიანის ორგანოს აგრესიულ გარემოსთან, ხოლო ქსოვილის სტრუქტურა, რომელიც გარს ერტყმის ტიტანის კონსტრუქციას ძალიან დიდი ხნის განმავლობაში არ განიცდის ცვლილებას. თავისი ქიმიური ინდიფერენტულობით ტიტანი აღემატება არა მარტო უჟანგავ ფოლადს არამედ, უკანასკნელ ხანებში ისეთ ფართოდ გავრცელებულ მასალაც როგორცაა “ვიტალიუმი” – შენადნობი კობალტის ფუძეზე. საგულისხმოა, რომ ტექნიკურად სუფთა ტიტანი შეიცავს გაცილებით ნაკლებ მინარევებს, ვიდრე სხვა მედიცინაში გამოყენებული ლითონები.

კვლევებმა აჩვენეს, რომ ტიტანის შენადნობები შეიძლება ფართოდ იქნას გამოყენებული იქ სადაც საჭიროა სამედიცინო ინსტრუმენტების მაღალი კოროზიამდებობა მაგრამ არაა საჭირო მაღალი სისალე. ტიტანის არცთუ მაღალი სისალე, მჭრელი თვისებების არ ქონა ჯერ-ჯერობით ხელს უშლის ტიტანის შენადნობების ქირურგიულ ინსტრუმენტებად გამოყენებას.

ძვლების მოტეხილობის მკურნალობის ერთ-ერთი ყველაზე გავრცელებული მეთოდი ამჟამად არის ოსტეოსინტეზი. მათთვის გამოყენებული ღეროები უზრუნველყოფენ ძვლების ნამსხვრევების სრულ უძრავობას და ხელს უწყობენ მოტეხილობის კონსოლიდაციას. მაგრამ შემდგომში მრავალ ავადმყოფს ეწყება გართულებები, რაც გამოწვეულია უჟანგავი ფოლადის უარყოფითი თვისებებით, რომელიც გამოიყენება ამ კონსტრუქციებისათვის. ასევე უჟანგავი ფოლადის სტრუქტურული და ქიმიური არაერთგვაროვნებებით, რომლებიც ზოგჯერ არღვევენ ფიქსატორის მთლიანობას. კოროზიის პროდუქტები აზიანებენ ძვლოვან ქსოვილს; შეიმჩნევა ასევე იონიზაცია და ელექტროგამტარობა; რკინის იონები აქტიურად შედიან რეაქციაში ორგანიზმის მარილებთან, რაც იწვევს რეაქტიულ ანთებას და ტკივილებს. ამდენად უჟანგავი ფოლადი, თუნდაც უმაღლესი ხარისხის არ წარმოადგენს უნაკლო მასალას ოსტეოსინტეზისათვის.

ძვლის ფიქსატორების დამზადება ტიტანისაგან, საშუალებას იძლევა თავიდან იქნას აცილებული ეს გართულებები რაც ძალიან მნიშვნელოვანია, როდესაც ოსტეოსინტეზი მზადდება ხანშიშესული ადამიანებისათვის, ვინაიდან ახალი მასალის გამოყენება საშუალებას იძლევა თავიდან იქნას აცილებული ფიქსატურის მოცილების ქირურგიული ოპერაცია.

ტიტანი მომგებიანად განსხვავდება, სხვა მისი კონკურენტი ლითონებისაგან, არა მარტო ბიოლოგიური ინერტულობით არამედ მექანიკური თვისებებითაც. მაგალითად იმისათვის, რომ გაჭიმვისადმი სიმტკიცე ისეთივე ჰქონდეს, როგორიც აქვს 10 მმ ტიტანის ღეროს, უჟანგავი ფოლადის ღერო დიამეტრიც ტოლი უნდა იყოს 14 მმ-ს. ტიტანი ისეთი კონსტრუქციული მასალაა, რომელიც სიმტკიცის გაზრდის საშუალებას იძლევა ისე, რომ ნამზადის ზომები შენარჩუნდეს, ან სიმტკიცის დაკარგვის გარეშე მიღებულ იქნას 40% –იანი მოგება წონაში, ხოლო მოცულობა მნიშვნელოვნად შემცირდეს. ყველაფერი ეს ტიტანს ხდის საუკეთესო

მასალად შიგა პროტეზებისათვის. ტიტანის გამოყენება განსაკუთრებით ეფექტურია ფერდის არტოპლასტიკისათვის.

სტომატოლოგიაში, კბილის პლასტმასიანი პროტეზების დასამზადებლად კოსმეტიკური ეფექტის მისაღწევად, გამოიყენება თეთრი კრისტალური მასალა ტიტანის ორჟანგი. მაგრამ კბილის პროტეზირებისას ფართოდ გამოიყენება არა მარტო ტიტანის ორჟანგი არამედ კონსტრუქციული ტიტანიც – მსუბუქი, სალი, ბიოლოგიურად ინერტული და კარგად დამუშავებადი ლითონი

## 11. ტიტანის ნიტრიდი, როგორც ახალი თაობის სამედიცინო მასალა. გამოყენების პერსპექტივა მედიცინაში

სამეცნიერო ლიტერატურაში არსებული მონაცემებით, ამჟამად მსოფლიოს განვითარებულ ქვეყნებში ყოველწლიურად სხვადასხვა ოპერაციებში გამოიყენება 2.5 მილიონზე მეტი ლითონის კონსტრუქცია, რომელთა ჩანერგვაც ხდება ორგანიზმში. მაგრამ მათი დამაგრება ცოცხალ ორგანიზმში ხორციელდება სხვადასხვა ფირფიტებით, მომჭერებით და სხვა დეტალებით. რაც უეჭველად, იწვევს ორგანიზმში შედარებით დიდი მოცულობის უცხო სხეულის ჩანერგვას. ეს ელემენტები თრგუნავენ და ზოგჯერ ტრავმასაც აყენებენ გარემომცველ ქსოვილებსაც, უარყოფით გავლენას ახდენენ მათზე. ისინი ყოველთვის არ იძლევიან სასურველ ეფექტს. ლითონური იმპლანტანტის გამოყენების ერთ-ერთი პირობაა შეთავსებადობა გარემომცველ ქსოვილებთან და ორგანიზმის სითხესთან. მას შემდეგ რაც შექმნილ იქნა შენადნობები ე.წ. მახსოვრობის ეფექტით შესაძლებელი გახდა დამზოგავი იმპლანტანტების შექმნა. მათ უნარი აქვთ შექმნან სიდიდით მუდმივი ძაბვა და შეინარჩუნონ ის დიდი ხნის განმავლობაში. ძვლის რბილი ქსოვილის ფიზიკო-ქიმიური თვისებების შესწავლისას დადგენილ იქნა, რომ ადამიანის ორგანიზმის ქსოვილებსაც გააჩნიათ მახსოვრობის ეფექტი. დამუშავებულ იქნა ფორმის მახსოვრობის მქონე შენადნობები, რამაც შესაძლებელი გახადა სრულიად ახალი ფუნქციონალური თვისებების მქონე იმპლანტანტების შექმნა, რომლებიც არ ირღვევიან მრავალჯობის მექანიკური ზემოქმედებისას, ავლენენ ელასტიკურ თვისებებს და ახდენენ ძალოვან ზემოქმედებას დიდი ხნის განმავლობაში. ამ მასალებს იყენებენ მედიცინის სხვადასხვა დარგში: ტრავმატოლოგიაში, ზოგად ქირურგიაში, სტომატოლოგიაში, უროლოგიაში, სისხლძარღვთა ქირურგიაში და ა.შ.

მაგთულის  $450^{\circ}\text{C}$  - ზე შეიძლება მივცეთ საჭირო ფორმა (მაგალითად ზამბარის), გავაცივოთ ის  $10^{\circ}\text{C}$  - მდე და გავასწოროთ. მაგთულის ორგანიზმში შეყვანის შემდეგ ის აღიდგენს საწყის ფორმას, შეასრულებს რა ქირურგის მიერ მიცემულ ფუნქციას. იმპლანტანტის გათბობისას არა  $10^{\circ}\text{C}$  - ზე არამედ  $36^{\circ}\text{C}$  -ზე და ზემოთ, ის მადემპფირებელი ძალის მოხსნისთანავე მაშინათვე აღიდგენს თავის ფორმას,

დამატებითი გახურების გარეშე. ამ გზით შესაძლებელია ძვლების ნატეხების შეკვრა. ასევე დამუშავებულია ფორმის მახსოვრობის მქონე იმპლანტანტები ხერხემლის დეფორმაციის გასასწორებლად. ისინი დამყარებულია ფორმის მახსოვრობის მქონე იმპლანტანტის შესაძლებლობაზე, მუდმივი ძალური მოქმედება აწარმოოს ხერხემალზე მკურნალობის მთელი პერიოდის განმავლობაში. მედიცინაში ერთ-ერთი მიმართულება, სადაც გამოიყენება ფორმის მახსოვრობის მქონე მასალები, არის სისხლძარღვების რენტგენოქირურგია. ოპერაცია ტარდება ადილობრივი ნარკოზით ტრადიციული სკალპელის გარეშე, მილ-კათეტერების გამოყენებით, რომლებიც სისხლძარღვში შეიყვანება მათში წვრილი ნახვრეტის მეშვეობით. კათეტერის მოძრაობა და მანიპულაციები კონტროლდება რენტგენულ-სატელევიზიო მოწყობილობით. ამიტომ მეთოდს ეწოდება რენტგენოვასკულარული ქირურგია (“ენდო” – შიგნით, “ვასკულიარე” – სისხლძარღვი).

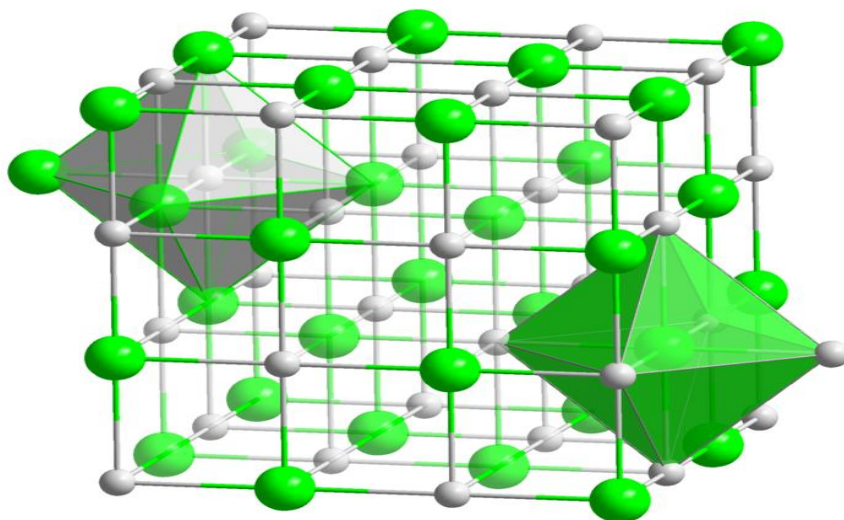
ცნობილი ფაქტია, რომ სისხლძარღვების შიგა კედლებიდან წანახარდების, ბალთებისა და თრომბების მოცილებისა და მათი გაფართოების შემდეგ შესაძლებელია, რომ გარკვეული დროის შემდეგ სისხლძარღვი ისევ დავიწროვდეს და აუცილებელი ხდება მისი შიგნიდან გამაგრება. ასეთი გამაგრების იდეა აღებული იქნა ტექნიკური მეცნიერებებიდან, კერძოდ გვირაბის მშენებლობიდან, როდესაც შიგა კედლების გამაგრება ხდება რკინაბეტონის კარკასით. ასეთი კარკასის შესაქმნელად საჭიროა ორგანიზმთან ბიოლოგიურად თავსებადი, პლასტიკური და ანტიკოროზიული თვისებების მქონე მასალა. ასეთი შენადნობი აღმოჩნდა ნიტინოლი, რომელსაც ფორმის მახსოვრობა გააჩნია. კარკასის ყველაზე მისაღები ფორმა აღმოჩნდა სპირალი. ზემოთ ნახსენები ტექნოლოგიით მავთული იხვევა სპირალად, რომლის დიამეტრი მილიმეტრის რამდენიმე მეათედით აღემატება სისხლძარღვის დიამეტრს. სპირალს აცივებენ და ასწორებენ. შემდეგ მავთული შეჰყავთ კათეტერით სისხლძარღვის დაზიანებულ ადგილამდე, რომლის მდებარეობასაც ადგენენ ელექტრონოგრაფით. პროთეზის საჭირო ადგილზე განთავსების შემდეგ კათეტერს მოაცილებენ. მავთულს ახურებენ სისხლის ტემპერატურამდე ამ დროს მავთული დაიხვევა სპირალად და ელასტიურად აფართოებს სისხლძარღვის კედელს. ასეთი სისხლძარღვის შიგა პროთეზის დაყენება ხდება მთელი სიცოცხლის ხანგრძლივობით. დადგენილია, რომ პროთეზის დაყენებიდან გარკვეული დროის შემდეგ მასზე წაიზრდება თხელი (დაახლოებით 0.03 მმ) ახალი (გრანულირებული) ქსოვილი. ჯერ-ჯერობით ამ მეთოდის გამოყენება შეზღუდულია: ოპერაციული ჩარევა ხდება იმ შემთხვევაში როდესაც დაზიანებული უბნის სიგრძე არ აღემატება 20 სმ-ს და არ არის დარღვეული სისხლის გადინება დახშულობის ადგილთან. ცხადია მახსოვრობის მქონე შენადნობის შესაძლებლობები აქ აღწერილით არ შემოიფარგლება.

ტიტანის ნიტრიდი - ტიტანის ქიმიური ნაერთი აზოტთან, წარმოადგენს ჩანერგვის ფაზას ჰომოგენურობის მაღალი შუალედით, რომელიც შეადგენს აზოტის 14.8 – დან 22.6 მას% - მდე, რაც შეიძლება ასე ჩაიწეროს  $TiN_{0.60}$ -დან  $TiN_{1.0}$ - მდე. ტიტანის ნიტრიდი მოყვითალო-რუხი ფერის ფხვნილია, რომელსაც

კომპაქტურ მდგომარეობაში ოქროსფერი შეფერილობა გადაჰკრავს და გააჩნია  $NaCl$  ტიპის კუბური წახნაგცენტრირებული მესერი, მესრის მუდმივათი  $a = 4.235\text{\AA}$ .



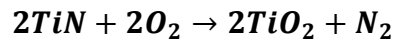
ნახ.40. ტიტანის ნიტრიდი



ნახ.41. ტიტანის ნიტრიდის კრისტალური მესერი

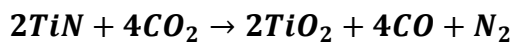
კუთრი წინაღობა ტოლია 40 მკმ · სმ. სითბური გაფართოების წრფივი კოეფიციენტი შეადგენს  $9.35 \cdot 10^{-6}$  1/K (25-1100°C). მიკროსისალე 2050 კგ/მმ<sup>2</sup>. დრეკადობის მოდული შეადგენს 25 6000 კგ/მმ<sup>2</sup>.

ტიტანის ნიტრიდი მდგრადია დაუანგვის მიმართ ჰაერზე 700 – 800°C -მდე, ამავე ტემპერატურებზე იწვის ჟანგბადის ატმოსფეროში

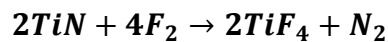


წყალბადის ან აზოტის ატმოსფეროში გახურებისას 1200°C – მდე.

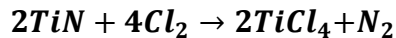
ტიტანის ნიტრიდი ინერტული ნასაღაა. ტიტანის ნიტრიდი ინერტულია CO მიმართ, მაგრამ ნელა რეაგირებს CO<sub>2</sub>-თან, რეაქციით:



რეაგირებს ასევე ფტორთან



ქლორი არ რეაგირებს ტიტანის ნიტრიდთან 270°C - მდე, მაგრამ რეაგირებს მასთან ტემპერატურებზე 300°C - დან 400°C - მდე:



ოთახის ტემპერატურაზე ტიტანის ნიტრიდი გოგირდმჟავასთან, მარილმჟავასთან, ფოსფორმჟავასთან, ქლორმჟავასთან, ასევე მარილმჟავასა და გოგირდმჟავას ნარევეთან არ ურთერთქმედებს.

## 12. ზოგადი ცნობები პოლიმერებზე. მათი თვისებები.

### სამედიცინო პოლიმერული მასალები. მათი გამოყენების სფეროები მედიცინაში

პოლიმერული მასალები ფართოდ გამოიყენება მედიცინაში. პოლიმერისგან მზადდება ხელოვნური სახსრები, სისხლძარღვები და სხვა, რომლებიც მთლიანად ცვლიან ორგანიზმის ქსოვილს. მათი დამზადება ყველა ხშირად ხდება პოლიმერების – პლასტმასების ბაზაზე. გახურებისას მათ შეიძლება მიენიჭოს სხვადასხვა ფორმა, რაც საშუალებას იძლევა დამზადდეს მრავალფეროვანი ნაწარმი. როგორც წესი, პლასტმასა მრავალი მასალის ნაერთია, პოლიმერი მხოლოდ ერთ-ერთი მათგანია, მაგრამ უმთავრესი. ისინი დანარჩენ კომპონენტებს კრავენ ერთ მთლიან ნაწარმად, რომელიც მეტნაკლებად ერთგვაროვანია, ამიტომ მას შემკვრელსაც უწოდებენ. თავდაპირველად პლასტმასებს იღებდნენ ბუნებრივი პოლიმერების – ცელულოზის, კაუჩუკის და სხვა ფუძეზე. შემდეგში შემკვრელებად

დაიწვეს სინთეზური პოლიმერების – ფენოლფორმალდეჰიდური ფისების, პოლიაკრილიტების, პოლიეთერების და სხვა გამოყენება. ყველა პლასტმასისათვის დამახასიათებელია, რომ ნაწარმის ფორმირებისას მათი პოლიმერშემკვრელი ფუძე ბლანტი დინების მდგომარეობაშია, ხოლო ექვლოატაციისას – მინისმაგვარ ან კრისტალურში. პლასტმასების ადამიანის ორგანიზმში შეყვანისას, მორფოლოგიური ცვლილებების გამო, ხშირად აღვილი აქვს ასეპტიკურ ანთებას (ანთება ინფექციის გარეშე). კეთილსაიმედოდ ითვლება ის შემთხვევა, როდესაც წარმოიქმნება შემაერთებელი ქსოვილი, რომელიც მუდმივ განახლებას განიცდის, განსაკუთრებით მაშინ როდესაც ასეთი ქსოვილი წარმოიქმნება როგორც გარეთ ისე შიგნით (შარდსადინარის აღდგენა, ნაღველსადინარების აღდგენა და სხვა). მაგრამ ამ პროცესს ყოველთვის არა აქვს აღვილი აქვს და ხშირად შეიმჩნევა ჩანერვილი პოლიმერის შეუთავსებლობა. ასეთი შედეგი ალბათურია, როდესაც პოლიმერი ბიოლოგიურად შეუთავსებელია ორგანიზმთან და მან შეიძლება გამოიწვიოს ავთვისებიანი წარმონაქმნის გაჩენაც. ქიმიური გამადიზიანებლები შეიძლება იყვნენ ფიზიკურად აქტიური ნივთიერებები, რომლებიც წარმოიქმნებიან დაზიანებული უჯრედების ან ქსოვილების მიერ, ასევე ნივთიერებები, რომლებიც გამოიყოფიან პოლიმერული შენაერთების მიერ და რომლებიც დამოკიდებულია მოცემული პოლიმერის ქიმიურ და ფიზიკურ თვისებებზე.

თანამედროვე მედიცინაში პლასტმასურმა პოლიმერება ფართო გამოყენება ჰპოვეს – რეკონსტრუქციულ-აღდგენით ქირურგიაში, ტრავმატოლოგიაში, ორთოპედიაში, სტომატოლოგიაში, ოფტალმოლოგიაში და ა.შ.

მოკლედ შევხვით სამედიცინო პრაქტიკაში გამოყენებულ სინთეტიკურ პოლიმერებს: სილიციუმორგანულ ნაერთებს, სილიკონებს, პოლისილოქსანებს. ისინი გამოიყენებიან კონტურული პლასტიკისათვის (რბილი ქსოვილების, ხელოვნური ორგანოების დეტალების შეცვლა). ზოგჯერ ამ მასალებს კომპაუნდებსაც უწოდებენ (პოლიმერული მასალების რთული ნაერთები); პოლიაკრილატები, პოლიჰიდროოქსილეთილი მეტაკრილატი, გამოიყენება კარატოპროტეზირებისათვის, შიგა სისხლძარღვოვანი ოკლუზიისათვის, რბილი ქსოვილების კონტურული პლასტიკისათვის. პოლიამიდი 12 – გამოიყენება პროტეზულ-ორთოპედიული ნაკეთობებისათვის, ქირურგიულ დაფებად. პოლიკაპრომიდი (კაპრონი) – ქირურგიული დაფები, პროტეზულ-ორთოპედიული ნაკეთობები; პოლიპროპილენი – დაფები, გულის ხელოვნური სარქველების დეტალები, სისხლძარღვოვანი პროთეზები; პოლიეთილენი (მაღალი წნევის) – კარატოპროტეზირების ნაკეთობები, აპარატის “ხელოვნური თირკმელი”, “გული-ფილტვები” დეტალები. პოლიოლეფინები, ფტორირებული ლოლეფინები (ფტოროპლასტი 4) – დაფები, სისხლძარღვების პროტეზები და გულის სარქველები; პოლიურეტანი – ხელოვნური გულის კამერები, შიგა სისხლძარღვოვანი ბალონები; პოლიგალანტინი – დაფები, შესახვევი მასალა, საპროთეზო-ორთოპედიული ნაკეთობები; პოლიგლიკოლიდი - დაფები, შესახვევი მასალა, საპროთეზო-ორთოპედიული ნაკეთობები; პოლიეთილენ-ფტოლატი (ლაგსანი) – ბადეები, დაფები, სისხლძარღვების პროტეზები.

მედიცინაში გამოყენებულ პოლიმერებს წაყენებათ შემდეგი მოთხოვნები:

- 1) ფიზიოლოგიური უვნებლობა;
- 2) არატოქსიკურობა;
- 3) არაკანცეროგენობა;
- 4) არაალერგიულობა;
- 5) გარემომცველი ქსოვილების მინიმალური გაღიზიანება;
- 6) ფიზიკო-ქიმიური და მექანიკური თვისებების მუდმივობა;
- 7) მაღალი სიმტკიცე და მუშაობის უნარიანობა უმნიშვნელო დადებით;
- 8) რეკონსტრირებული ქსოვილის ან ორგანოს ხანგრძლივი ფუნქციონალური ვარგისიანობა.

პოლიმერული მასალების გამოყენებას მედიცინაში გაჩნია გარკვეული თავისებურებები. ორგანიზმში მყოფი პოლიმერული მასალა შეიძლება გაიხსნას ორგანიზმის ქსოვილში მოღარული მასის შეუცვლელად ან შეიძლება მოხდეს მისი ბიოდესტრუქცია, შემდეგი ძირითადი მექანიზმებით;

- 1) ჰიდროლიზი, რომელსაც თან სდევს მაკრომოლეკულური ფრაგმენტების და მონომერული პროდუქტების წარმოქმნა;
- 2) ფერმენტების გავლენით კატალიზური ჰიდროლიზი;
- 3) ფაგოციტარული დაშლა (გარე სხეულზე ორგანიზმის უჯრედოვანი რეაქცია).

რეალურ პირობებში ბიოდესტრუქციის სიჩქარე განპირობებულია მოყვანილი ფაქტორების ჯამური ქმედებით. პოლიმერული მასალების ბიოლოგიური აქტივობა დამოკიდებულია ბიოდესტრუქციის შედეგად მიღებულ პროდუქტებზე და ასევე პოლიმერებში ნარჩენი მონომერების და დანამატების არსებობაზე (პლასტიფიკატორები, სტაბილიზატორები, მღებავეები, შემავსებლები, ემულგატორები, ინიციატორები და სხვა).

დიდი მნიშვნელობა აქვს სამედიცინო დანიშნულების პოლიმერული მასალების ფუძეზე სამედიცინო დანიშნულების ნაწარმის წარმოებისას ტემპერატურული რეჟიმების დაცვას, რაც რეგლამენტირებულია შესაბამისი ტექნიკური დოკუმენტაციით.

ცალკე უნდა გამოიყოს პოლიმერები, რომლებიც გამოიყენებიან სამედიცინო ტექნიკის წარმოებისათვის. ასეთი ნაწარმებია სამედიცინო ინსტრუმენტები, ავადმყოფის მოვლისათვის საჭირო ნივთები, სპეციალური ჭურჭლები, წამლის შესაფუთი მასალები და ა.შ., რომლებსაც გაჩნიათ მთელი რიგი უპირატესობები ანალოგიურ ლითონის და მინის ნაკეთობებთან შედარებით. ქვემოთ მოყვანილია ზოგიერთი ასეთი პოლიმერული მასალის გამოყენება. მაღალი სიმკვრივის პოლიეთილენი - სამედიცინო ხელსაწყოების და ინსტრუმენტების დეტალები, სტერილიზატორების ფუტლიარები, პიპეტები; დაბალი სიმკვრივის პოლიეთილენი - შპრიც-ტიუბიკები, ბალონები გამაგლობულინისთვის, შემაერთებელი მილები; პოლიამიდები - ძაბრები, სათვალის ჩარჩოები, მილები და სხვა.; პოლიკარბონატი, ფტოროპლასტი 4 - ზონდები, კათეტერები, ლაბორატორიული ჭურჭელი და სხვა; პოლისტიროლი - ერთჯერადი შპრიცები, ფუტლიარები, წამლის შესაფუთი მასალა და სხვა.



პოლიმერები პირველ რიგში გამოირჩევიან მაღალეკონომიურობით და რიგ შემთხვევებში გაზრდილი მდგრადობით სხვადასხვა გარემოს ზემოქმედებისადმი.

პოლიმერები, რომლებიც გამოიყენებიან აღდგენით ქირურგიაში გაკუთვნილია ორგანიზმის დაზიანებული ან დაკარგული ნაწილების დროებითი ან მუდმივი აღდგენისათვის.

ბიოასიმილირებადი პოლიმერები, გამოიყენებიან ორგანოს დროებითი ფუნქციონირებისათვის ქსოვილების რეგენერაციის პერიოდში. ამ მასალებს უნარი აქვთ გაიხსნან ან დესტრუქცია განიცადონ თხევადი გარემოს გავლენით ისე, რომ არ შექმნან ტოქსიკური პოდუქტები, რომელთა ასიმილაციასაც და შემდეგ გამოყოფას მოახდენს ორგანიზმი. ბიოასიმილირებადი პოლიმერების თხევად პროდუქტად გარდაქმნის სიჩქარე, უნდა შეესაბამებოდეს ორგანიზმის მიერ ქსოვილის რეგენერაციის სიჩქარეს და შეადგენდეს რამდენიმე კვირიდან რამდენიმე თვემდე, ძელოვანი ქსოვილის პროტეზირების დროს. ბიონერტული მასალები განკუთვნილია ორგანოებისა და ქსოვილების ხანგრძლივი ფუნქციონირებისათვის. მათ უნდა გააჩნდეთ მაღალი მდგრადობა ორგანიზმის გარემოს ზემოქმედებაზე, არ უნდა იცვლიდნენ თავდაპირველ მახასიათებლებს მრავალჯერადი დეფორმაციებისას, უნდა უშვებდნენ სითბურ, რადიაციულ და ქიმიურ სტერილიზაციურ დამუშავებას.

ქვემოთ მოყვანილია ზოგიერთი ასეთი პოლიმერის გამოყენების არეები. პოლიკარბონატი – გულის სტიმულატორების კორპუსი და დეტალები; ფტოროპლასტი-4 – სისხლძარღვების პროტეზები, გულის სარქველები; სილიციუმორგანული კაუჩუკი – შიგა პროტეზირების ნაწარმი, ხელოვნური ორგანოების დეტალები; ციანაკრილატური წებო – ქირურგიული ოპერაციების დროს ქსოვილების უნაკერო შეერთება.

პოლიმერების გამოყენება ქირურგიაში, უპირველეს ყოვლისა დაკავშირებულია გულისა და სისხლძარღვების პროტეზირებასთან ამ მიზნით გამოიყენება შემდეგი მასალები: სისხლძარღვების პროტეზირებისას – ფტორირებული პოლიოლეფინების ბოჭკოები (ფტოროფლონი), პოლიპროპილენი, პოლიეთერული ბოჭკოები (ლავსანი). გულის სარქველების პროტეზირებისათვის – სილიციუმორგანული (სიკონური) კაუჩუკი, ფტორლონის ბოჭკოები. ზოგად ქირურგიული მოთხოვნების გარდა ამ მასალებს წაეყენებათ დამატებითი პირობები: ისინი არ უნდა იწვევდნენ ჰემოლიზს (სისხლის დაშლას); არ უნდა იწვევდნენ თრომბების გაჩენას. მაგალითად ლავსანი, პოლიტეტრაფტორეთილენი, პოლიეთილენი, პოლიურეტანი არ იწვევენ თრომბების გაჩენას, ზოგიერთი კი ანელებენ კიდევაც მის წარმოქმნას (სილიციუმორგანული კაუჩუკი, პოლივინილპირროლიდონი და სხვა). თრომბის წარმოქმნის სიჩქარეზე დიდ გავლენას ახდენს პოლიმერის ზედაპირის მდგრადობა. არსებობს მონაცემები იმის თაობაზე, რომ თრომბის გაჩენის ინტენსივობაზე დიდ გავლენას ახდენს მასალის ზედაპირის ელექტროპოტენციალი და დასველებადობა. დადგენილია, რომ ანტითრომბული თვისების გაჩენას ხელს უწყობს იმპლანტირებადი მასალის ზედაპირზე კოლოიდური ნახშირის დატანა, გეპარინით, ეთილენიმით და სხვა დამუშავება.

### 13. ფაიფურის და ფაიფურის მასის კომპონენტების დახასიათება, მათი ფიზიკო-მექანიკური თვისებები, გამოყენება მედიცინაში

ფაიფურსა და ფაიფურის მასას ძალიან ფართო გამოყენება აქვს მედიცინაში, განსაკუთრებით სტომატოლოგიაში.

ფაიფური წარმოადგენს კერამიკის სახეს, რომელიც მიიღება ფაიფურის მასის ძირითადი კომპონენტების – კაოლინის, კვარცის და მინდურის შპატის მოწვით. ფაიფური არაგაუღწევადია წყლისა და აირისათვის. ფაიფურის თხელი ფენა სინათლის გამტარია.

კერამიკა არის ნამზადი არაორგანული მასალებისაგან, მაგალითად თიხისაგან და მათი ნარევისაგან მინერალურ მინარევებთან ერთად, რომელიც დამზადებულია მაღალი ტემპერატურის ზემოქმედებით და შემდეგ გაცივებით. ვიწრო გაგებით კერამიკა არის თიხა, რომელმაც გაიარა მოწვა.

ფაიფურის თვისება დამოკიდებულია მრავალ ფაქტორზე, რომელთაგან მთავარია – ქიმიური შემცველობა, მათი დაქუცმაცების ხარისხი (დისპერსიულობა), მოწვის ტემპერატურა.

ფაიფურში შემავალი კაოლინი თამაშობს, მთავარ შემკვრელ, როლს რომელიც კრავს კვარცის-შემავსებლის ნაწილაკებს. ორივე ეს მასალა ქმნის ფაიფურის მყარ ფუძეს, რომლის ცაკეული ნაწილაკები მოწვის დროს ცემენტირდება მესამე ელემენტით - მინდურის შპატით.

კაოლინი თეთრის ფერის თიხაა, რომელიც შედგება, მინერალ კაოლინიტისაგან. წარმოიქმნება ზოგიერთი მთის ქანების დაშლისას, რომლებიც შპატებს შეიცავენ. კაოლინის ძირითადი (99%) ნაწილია ალუმოსილიკატი-კაოლინიტი ( $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ ). კაოლინის შემცველობა ფაიფურში იცვლება 3 –დან 65 მას% - მდე. თანაც რაც მეტია მისი რაოდენობა ფაიფურის მასაში, მით მეტია მოწვის ტემპერატურა.

კაოლინის დნობის ტემპერატურაა  $1800^{\circ}C$ . კაოლინი გავლენას ახდენს ფაიფურის სისაღესა და თერმულ მდგრადობაზე.

კვარცი ერთ-ერთი ყველაზე გარცელებული მინერალია დედამიწის წიაღში. ქიმიური ფორმულაა -  $SiO_2$  (სილიციუმის დიოქსიდი).



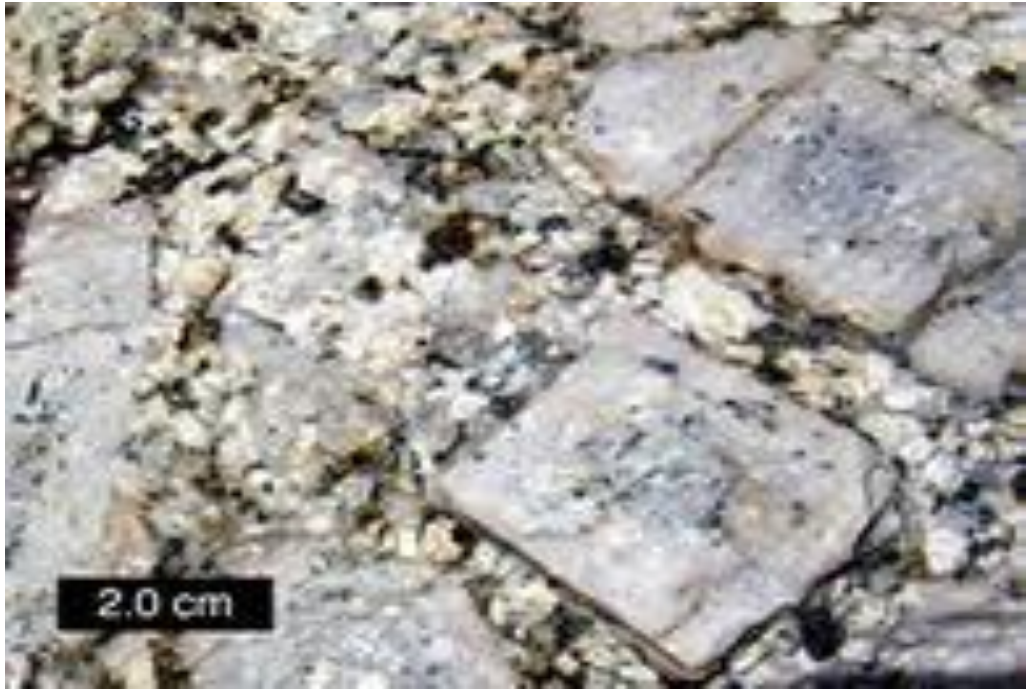
ნახ.42. კაოლინი

სუფთა კვარცი უფეროა ან გააჩნია თეთრი ფერი შიგა ბზარების და კრისტალური დეფექტების გამო. იხსნება მლღობ მუავასა და ტუტეების ხსნარებში. დნობის ტემპერატურა შეადგენს  $1713 - 1728^{\circ}\text{C}$  (მაღალი სიბლანტის გამო დნობის ტემპერატურის დადგენა ძნელია და ამდენად არსებობს სხვადასხვა მონაცემები). კვარცი დიელექტრიკი და პიეზოელექტრიკია. კვარცი კერამიკულ ნაწარმს ანიჭებს სისაღეს, სიმტკიცეს, ქიმიურ მდგრადობას. კვარცი ამცირებს ნამზადის სიმყიფეს და შეკლებას. სისაღე მოოსის სკალის მიხედვით 7-ის ტოლია. გამოწვის პროცესში კვარცი აუმჯობესებს მინდვრის შპატის სიბლანტეს.  $870 - 1470^{\circ}\text{C}$  - ზე კვარცის მოცულობა იზრდება 15.7 %-ით, რის გამოც მცირდება ფაიფურის მასის შეკლება.



ნახ.43. კვარცი

მინდვრის შპატები ფართოდ გავრცელებული სილიკატების კლასის მინერალებია. მინდვრის შპატების უმრავლესობა წარმოადგენს იზომორფული რიგის  $K[AlSi_3O_8] - Na[AlSi_3O_8] - Ca[Al_2Si_2O_8]$  მყარ ხსნარებს, რომლის ბოლო წევრებია შესაბამისად – ორტოკლაზი, ალბიტი, ანორტიტი. (ორტოკლაზი -  $KAlSi_3O_8$ , ალბიტი  $Na_2O - 11,67\%$ ;  $Al_2O_3 - 19,35\%$ ;  $SiO_2 - 68,44\%$ ;  $CaAl_2Si_2O_8$ , სადაც  $CaO - 20,1\%$ ;  $Al_2O_3 - 19,35\%$ ;  $SiO_2 - 43,2\%$ ). ყველა შპატი კარგად იწამლება მლღობი მჟავით. მინდვრის შპატის დნობის ტემპერატურაა  $1180 - 1200^{\circ}C$ . მაღალ ტემპერატურებზე მინდვრის შპატი ხელს უწყობს მინისმაგვარი ფაზის ჩამოყალიბებას, რომელშიც იხსნებიან სხვა კომპონენტები (კაოლინი, კვარცი). მინისმაგვარი ფაზები პლასტიკურობას ანიჭებენ ფაიფურის მასას მოწვის დროს და ერთმანეთთან აკავშირებენ შემადგენელ ნაწილაკებს. მინდვრის შპატის შემცველობა ფაიფურის მასაში შეადგენს 60-70 %.



ნახ.44. მინდვრის შპატი



ნახ.45. ორტოკლაზი





ნახ.46. ალბიტი



ნახ. 47. ანორტიტი

ფაიფურს დიდი გამოყენება აქვს სტომატოლოგიაში. სტომატოლოგიური ფაიფური თავისი ფიზიკური თვისებებით ახლოსაა მინასთან, მათი სტრუქტურა იზოტროპიულია. ფაიფური გადაცივებული სითხეებია და მათ მაღალი სიბლანტის გამო გაცივებისას შეუძლიათ შეინარჩუნონ მინისმაგვარი იზოტროპიული მდგომარეობა, შესამჩნევი გადაცივების გარეშე.

სიტალი გამოიყენება სტომატოლოგიაში წინა კბილების გვირგვინად. ისინი წარმოადგენენ მინააკრამიკულ მასალებს, რომლებიც მიიღება მინების მოცულობითი კრისტალიზაციით და შედგებიან მინისმაგვარ ფაზაში თანაბრად განაწილებული ერთი ან რამდენიმე კრისტალური ფაზისაგან. სიტალებს გააჩნიათ დაბალი სიმკვრივე (ისინი ალუმინზე მსუბუქია), მაღალი მექანიკური სიმტკიცე, განსაკუთრებით შეკუმშვაზე, სისალით, მხურვალმედვეობით, თერმული მდგრადობით, ქიმიური მდგრადობით და სხვა დადებითი თვისებებით. სიტალების სისაღე მოოსის სკალის მიხედვით შეადგენს 6.5 – 7 ერთეულს, ღუნვაზე სიმტკიცის ზღვარი 250 მგპა-მდეა, ხოლო სითბომედვეობა აღწევს  $1000^{\circ}\text{C}$ .

არსებობს სიტალების განსაკუთრებული კლასი, რომელსაც ბიოსიტალები ეწოდებათ. მათ ახასიათებთ ბიოლოგიური შეთავსებადობა ორგანიზმის ქსოვილებთან და გამოიყენებიან კბილის პროტეზების დასამზადებლად. ბიოსიტალები მიიღება  $\text{CaO} - \text{MgO} - \text{SiO}_2 - \text{P}_2\text{O}_5$  სისტემის მინის ფუძეზე (აპატიტურ-ვოლასტონიტური შემადგენლობები).



ნახ. 48. კბილის პროტეზი სიტალის ფუძეზე

## 14. მეტალოკერამიკა, როგორც სამედიცინო მასალა. ფიზიკო-ქიმიური თვისებები

მეოცე საუკუნის 80-იანი წლებიდან სტომატოლოგიაში დიდი გამოყენება ჰპოვა მეტალოკერამიკამ. ის წარმოადგენს ორი მასალის ტექნოლოგიურ გაერთიანებას – ლითონური შენადნობისა და სტომატოლოგიური ფაიფურის ან სიტალს - რომელშიც პირველი არის კარკასული ფუძე, ხოლო ფაიფური ან სიტალი წარმოადგენს მოსაპირკეთებელ მასას. მეტალოკერამიკის სხვა დასახელებაა კერამეტი, კერამიკო-ლითონურიმასალები, შეცხოვბილი ანტიფრიქციული მასალები. ისინი გამოირჩევიან მაღალი სიმტკიცით, მაღალი ცვეთამდებლობით, მხურვალმდებლობით, ანტიკოროზიული თვისებებით. მეტალოკერამიკული მასალების ლითონური ფაზა შეიძლება შეიცავდეს  $Cr, Ni, Al, Fe, Co, Ti, Zr$  და მათ შენადნობებს. კერამიკულ ფაზებს მიეკუთვნება ოქსიდები ( $Al_2O_3, Cr_2O_3, SiO, SiO_2, ZrO_2$ ), კარბიდები ( $Cr_3C_2, SiC, TiC$ ), ბორიდები ( $Cr_2B_2, TiB_2, ZrB_2$ ), სილიციდები ( $MoSi$ ), ნიტრიდები ( $TiN$ ) და ნახშირბადი (ალმასი, გრაფიტი). მეტალოკერამიკეში კერამიკული შემადგენელი მისი ტიპისაგან დამოკიდებულებით ფართო ფარგლებში იცვლება 15-85 მოც%. მეტალოკერამიკას გააჩნია მაღალი ესთეტიკური და ოპტიმალური ტოქსიკოლოგიური თვისებები. მეტალოკერამიკული კბილის გვირგვინები წარმოადგენენ ლითონის გვირგვინს კერამიკული მოპირკეთებით. კომბინირებული პროთეზის ესთეტიკურ თვისებებს განაპირობებს სწორედ კერამიკის მოპირკეთება. ის წარმოადგენს ბუნებრივი ან ხელოვნური მასალის დანაფარს და რომელიც გამოირჩევა ექსპლოატაციური და დეკორატიული თვისებებით.

სტომატოლოგიაში პროტეზების მოპირკეთება რამდენიმე მიზანს ემსახურება – კბილის პროტეზების კარკასის შენიღბვა და იზოლაცია და რაც მთავარია ბუნებრივი კბილის მყარი ქსოვილის იმიტაცია.

მეტალოკერამიკის ძირითადი უპირატესობა სტომატოლოგიაში ესთეტიკურობასთან ერთად არის სიმსუბუქე და ბიოლოგიური თავსებადობა ადამიანის ორგანიზმთან. კერამიკული კბილები მტკიცეა, საიმედო და რაც მთავარია არ იწვევენ ალერგიას ან შეუთავსებლობას, გარდა ამისა მათი დიდი უპირატესობაა ჰიგიენურობა და გამძლეობა მიკროორგანიზმების მიმართ. უკანასკნელ ხანებში ფართო გამოყენება ჰპოვეს მეტალოკერამიკულმა კბილის პროთეზებმა ცირკონიუმის დიოქსიდის ფუზეჟე. რაც შესაძლებლობას ქმნის პირველადი ფერი შეირჩეს არამარტო კერამიკული დანაფარის დონეზე არამედ კარკასის დონეზეც, რაც გამოირიცხავს ლითონის ფონის გავლენას ფერზე.

ყველაზე ხშირად მეტალოკერამიკის ცნება დაკავშირებულია ფხვნილურ მეტალურგიასთან. ამ დროს მეტალოკერამიკას ღებულობენ ფხვნილების (ლითონისა და კერამიკის) დაწნეხვით და შემდგომ შეცხოვბით. თხელფიროვან მეტალოკერამიკას ღებულობენ ლითონის ან შენადნობის თერმული აორთქლებით და შემდგომი კონდენსაციით ფუჟეშრეზე





ნახ.49. მეტალოკერამიკის კბილის პროთეზები

## 15. მინა და მისი თვისებები. გამოყენება მედიცინაში

მინას ფართო გამოყენება აქვს მედიცინაში გამჭვირვალობის, ქიმიური და თერმული თვისებების გამო. მისგან მზადდება ამპულები, სააფთიაქო და ლაბორატორიული ჭურჭელი, სათვალის ლინზები, სამედიცინო აპარატურისა და მოწყობილობების დეტალები, ავადმყოფის მოვლის საგნები. მინას გააჩნია ძალიან კარგი ჰიგიენური თვისებები, რადგან ის ადვილად იწმინდება, ირეცხება, სტერილდება, კარგი დამცავია მტვრისა და მიკრობებისაგან.

მინა ადამიანის მიერ გამოყენებული ერთ-ერთი უძველესი და ფართოდ გაგრძელებული მასალაა. მიუხედავად ამისა მას გააჩნია თვისება, რომელიც ართულებს მის გამოყენებას. ესაა მინის სიმყიფე – მინა ადვილად მსხვრევათა.

ახალი ტექნიკური საშუალებები, რომლებისთვისაც საჭიროა ბოჭკოვანი კაბელები, კერამიკული გულარები და უახლესი ოპტიკური ელექტრონული კვანძები, მოითხოვენ მასალებს, რომლებიც ადვილად არ იბზარებიან.

მინა - მყარი, ამორფული, მყიფე მასალაა, გამჭვირვალე, მდგრადი ქიმიური და თერმული ზემოქმედების მიმართ.

მინის თვისება განისაზღვრება შემადგენელი კომპონენტების მდგომარეობით და დამზადების ტექნოლოგიით.

მინის ძირითადი შემადგენელი ნაწილია სილიციუმის ორჟანგი ( $SiO_2$ ) 70 – 75 %. რომელიც მიიღება კვარცის ქვიშისაგან. მეორე კომპონენტია კალციუმის ჟანგი ( $CaO$ ), რომელიც მას ანიჭებს ქიმიურ მდგრადობას და აძლიერებს ბრჭყვიალს. მინის შემდეგი შემადგენელია ტუტე ლითონების ნატრიუმის ან კალიუმის ოქსიდები ( $NaO_2$  ან  $KaO_2$ ), რომლებიც აუცილებელია მათი გამოდნობისა და გამოყვანისათვის. მინაში ისინი შედიან შენაერთების  $Na_2CO_3$  (სოდა) ან  $K_2CO_3$  (პოტაშის) სახით, რომლებიც მაღალ ტემპერატურაზე იშლებიან ჟანგეულებად.

არჩევენ არაორგანულ და ორგანულ მინას. არაორგანული მინა გამოიშვადება სილიციუმის ორჟანგის ფუქეზე და მას ეწოდება სილიკატური მინა. თავის მხრივ სილიკატური მინები იყოფა ოქსიდურ მინად და მინაბოჭკოდ.

1). ოქსიდური მინები შემდეგი სახისაა: ფოსფატური, ალუმინიანი, ბორატული, ალუმო-ფოსფატური და ა.შ. მინის შემადგენლობაში ცინკის ჟანგის, ცირკონიუმის, ტიტანის და სხვა ელემენტების შეყვანა ზრდის მათ ქიმიურ და თერმულ მდგრადობას. ტყვიის ჟანგი აუმჯობესებს მინის ოპტიკურ მახასიათებლებს. შემადგენელი კომპონენტებისაგან დამოკიდებულებით მინა შეიძლება იყოს გამჭვირვალე, გაუმჭვირვალე, ფერადი ან უფერო, ინფრაწითელი, ულტრაიისფერი და მაიონიზებელი გამოსხივების სხივების გამტარი ან გაუმტარი;

2). მინაბოჭკო – ქიმიური, არაორგანული ბოჭკო, გამოიყენება მედიცინაში, ელექტროტექნიკურ წარმოებაში, ავიაშენებლობაში, ქიმიურ წარმოებაში და ა.შ.



ნახ.50. ენდოსკოპი



ნახ. 51. მინის ზოგიერთი სამედიცინო მოწყობილობა



ნახ. 52. წამლის შესანახი ჭურჭელი მინისაგან

მედიცინაში მინაბოჭკო გამოიყენება სარკეებში, პრიზმებში, ლინზებში, სინათლის გამტარებში. ბოჭკოვანი სინათლის გამტარები გამოიყენება ენდოსკოპიაში ორგანიზმის სიღრუეების მკაფიო გამოსახულების მისაღებად, ასევე უროლოგიაში, ონკოლოგიაში. სინათლის გამტარების გამოყენება საშუალებას იძლევა რთული ოპერაციების დროს განათდეს ის ადგილები რომელთა განათებაც ჩვეულებრივი მეთოდებით შეუძლებელია. ბოჭკოვანი სინათლის გამტარები ელექტროუსაფრთხონი არიან და ა.შ.

ორგანული მინა წარმოადგენს ოპტიკურად გამჭვირვალე, მყარ მასალას ორგანული პოლიმერების ფუძეზე. ეს მინა ხასიათდება გადიდებული გამჭვირვალობით, დაბალი წონით, მდგრადობით დარტყმისადმი, არ იძლევა საშიშ ნამსხვრევებს.

ოპტიკურმა მასალებმა არსებითი გავლენა მოახდინეს პრაქტიკული მედიცინის განვითარებაში. მაგალითად ოპტიკური მიკროსკოპის გამოყენებამ ქირურგიაში, ოფტალმოლოგიაში, ოტორალინგოლოგიაში გამოიწვია ახალი შესაძლებლობების გაჩენა თვალის მიკროქირურგიაში, ენდოსკოპიურ ქირურგიაში და მედიცინის სხვა დარგებში

## 16. სამედიცინო მასალათმცოდნეობის განვითარების ტენდენციები და პერსპექტივები

მესამე ათასწლეულის დამახასიათებელი ნიშანია ადამიანის სიცოცხლის ხანგრძლივობისა და ხარისხის გაზრდა. ამ მიზნის მისაღწევად დიდი მნიშვნელობა აქვს აქვს მედიცინაში გამოყენებული ახალი მასალების - ბიომასალების დამუშავებას. ამჟამად ბიომასალების განვითარებაში ძალიან დიდი თანხები - წელიწადში რამდენიმე მილიარდი დოლარი იდება. ბიომასალები ეწოდებათ მასალებს, რომლებიც მუდმივ კონტაქტში იმყოფებიან ორგანიზმის ქსოვილებთან. ამასთან ისინი იყოფიან ბიოინერტულ, ბიოაქტიურ და ბიოდაშლად ნაწილებად.

ბიონერტული მასალები იეთი მასალებია, რომლებიც არ იძლევიან იმუნურ რეაქციებს, არ იწვევენ ანთებით პროცესებს და თავსებადნი არიან ორგანიზმთან და ინარჩუნებენ თავიანთ სტრუქტურას

ბიოაქტიურ მასალებს მიეკუთვნებიან ის მასალები, რომლებიც ასრულებენ ბიოლოგიურ ფუნქციებს, იმიტაციას უწევენ ბუნებრივ ქსოვილებს, . ბიოდაშლადი მასალები თანდათან იხსნებიან სხეულში და იცვლებიან ნატურალური ქსოვილებით.

ბიონერტული მასალების მაგალითებად ხშირად მოჰყავთ ლითონები, (მაგალითად ტიტანი) ან კერამიკა (მაგალითად ცირკონიუმის ორჟანგი), ხოლო ბიოაქტიური მასალების მაგალითებად – პოლიმერული მასალები, რომელთაგან პირველი ალბათ იყო პოლიმეთილმეტაკრილატი, ბომინები და ზოგიერთი კერამიკა - ჰიდროქსიაპატიტი, სამკალციუმის ფოსფატი და სხვა). პოლიმერული მასალები ასევე წარმოადგენენ ბიოდეგრადირებადი მასალების წარმომადგენლებს, მაგრამ ბოლო ხანებში მკვლევართა ყურადღება მიიპყრო, სხვა, ადამიანის ორგანიზმში ხსნადმა, იმპლანტანტებმა, კერძოდ მაგნიუმის შენადნობებმა.

მოყვანილ კლასიფიკაციაში ყველაზე ნაკლებად განმარტებული ტერმინია “ბიოაქტიური მასალები”. სამეცნიერო ლიტერატურაში ამ მასალების ქვეშ იგულისხმება მასალები, რომლებიც მიმართულ (დადებით) გავლენას ახდენენ გარემომცველ ქსოვილებზე და ხელს უწყობენ აქტიურ შეთავსებას მათში და იმპლანტანტის ფუნქციონირების გაუმჯობესებას. ასე მაგალითად, ფოროვანი ტიტანის იმპლანტანტი შეიძლება ბიონერტულ მასალად ჩავთვალოთ, მაგრამ იგივე მასალა გაუდენთილი სამკურნალო მცენარეებით – ბიოაქტიური მასალაა.

სამეცნიერო პუბლიკაციების ანალიზი აჩვენებს, რომ პუბლიკაციათა რაოდენობა, რომლებიც ეხებიან ბიოაქტიურ და ბიოდაშლად მასალებს, გაცილებით აღემატება ბიონერტული მასალებისადმი მიძღვნილი პუბლიკაციების რაოდენობას.

ბოლო წლებში აქტიურად მიმდინარეობს ჰიდროქსიაპატიტის და კალციუმის ფოსფატის ფუძეზე შექმნილი მასალების და ასევე სხვადასხვა კომპოზიციური მასალების კვლევა.

დიდი ყურადღება ექცევა ბიოთავსებად პოლიმერულ დანაფარებს. მაღალი ტემპებით ვითარდება ჰიდროქსიაპატიტის და ტრიკალციუმატის ფოსფატის დანაფარების მიღების მეთოდის სხვადასხვა მასალებზე, ძირითადად ლითონებზე, მიღებული დანაფარების თვისებების შესწავლა და მათი ქცევა ქსოვილებში. განსაკუთრებით ბევრი ნაშრომი ეხება დანაფარებს ტიტანის ნიტრიდისა და კერამიკისაგან ( $ZrO_2, TiO_2$ ), კომპოზიტების დანაფარებს და დანაფარებს ალმასისა და გრაფიტისაგან. სულ ბოლო დროს გამოჩნდა ნაშრომები, რომლებიც ეხება ნანოსტრუქტურულ და ნანოკომპოზიტურ ბიომედისინურ მასალებს.

ახალი მასალების გამოყენების სოციალურად მნიშვნელოვანი დარგია მედიცინა, რომელიც მოითხოვს ახალ მასალებს სამედიცინო ინსტრუმენტებისათვის, მოწყობილობებისა და პროტეზირებისათვის. განსაკუთრებული მოთხოვნები წაყენებათ მასალებს ენდოპროტეზებისათვის. ეს პირველ რიგში არის ბიოთავსებადობა (ბიონერტულობა, ბიოაქტიუობა), ფიზიკო-მაქანიკური თვისებების

მაღალი დონე, თვისებების სტაბილურობა, ექსპლოატაციის ხანგრძლივობა ადამიანის ორგანიზმში.

ამ თვალსაზრისით ერთ-ერთი პერსპექტიული მასალებია ბიონერტული ნახშირბადოვანი მასალები, რომლებიც 2 – 2.5 – ჯერ ამცირებენ ოპერაციის შემდგომი რეაბილიტაციის პერიოდს და გამორიცხავენ განმეორებით ოპერაციებს.

ამჟამად მიმდინარეობს სამუშაოები გულის სარკველის მესამე თაობის შესაქმნელად ნახშირსიგალისაგან, რომლის მექანიკური თვისებები უზრუნველყოფენ მის მუშაობას 80 წლის განმავლობაში.

პერსპექტიულია მასალები ჰიდროქსიაპატიტის ფუძეზე, რომლებსაც ახასიათებთ აბსოლუტური შეთავსებადობა ადამიანის ორგანიზმთან და გარდა ამისა მათი გამოყენება ქირურგიაში, სტომატოლოგიაში და ტრავმატოლოგიაში გამოიწვევს სიტუაციის პრინციპიალურ ცვლილებას.

ამ სამუშაოების პიონერებია არიან იაპონელი, ამერიკელი, ფრანგი, იტალიელი, ინგლისელი, პორტუგალიელი და სხვა ქვეყნების მეცნიერები. მთელს მსოფლიოში მიმდინარეობს სამუშაოები ჰიდროქსიაპატიტების კაპსულების გამოყენების საქმეში წამლების მიზნობრივი მიწოდებისათვის ცოცხალი ორგანიზმის საჭირო ადგილზე.

სპეციალისტები თვლიან, რომ უახლოესი 10 – 20 წლის განმავლობაში ნანოტექნოლოგიები დიდ როლს შეასრულებენ სამედიცინო მასალების შექმნის საქმეში. ითვლება, რომ ამ დროის განმავლობაში შეიქმნება ნანომასალები “ჰეპიანი” იმპლანტატებისათვის (ხელოვნურ სისხლძარღვები, ხელოვნური კანი და ა.შ.) და ხელოვნური ორგანოებისათვის, ელექტრონული მოწყობილობების ინტერფეისებისათვის, რომელთა ჩანერგვაც ხდება ადამიანის ორგანიზმში.

მოკლედ შევეხოთ ნანოტექნოლოგიებთან დაკავშირებულ ზოგიერთ ცნებებს.

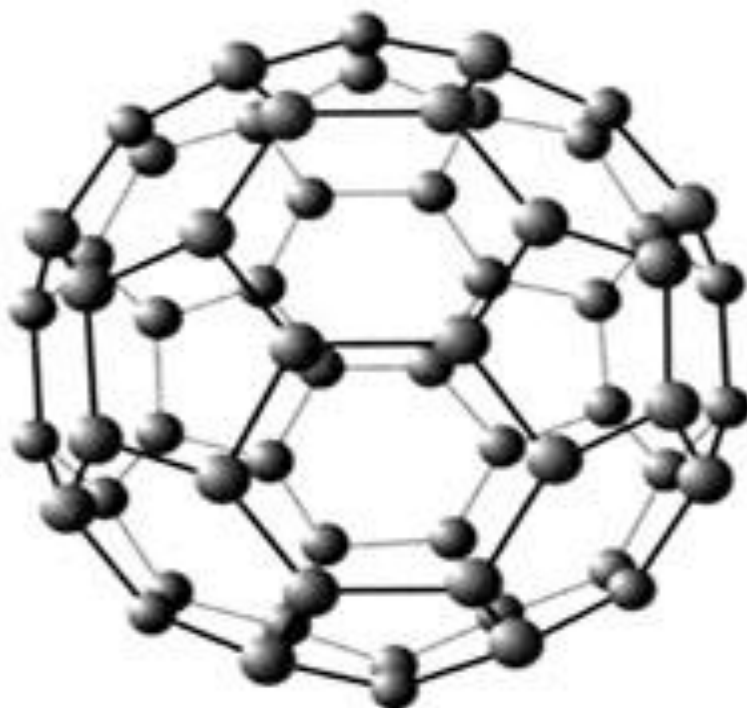
ნანოტექნოლოგიების ქვეშ იგულისხმება გამოყენებითი მეცნიერებისა ტექნიკის დარგი, რომელსაც საქმე აქვს 100 ნანომეტრზე ( $1 \text{ ნმ} = 10^{-9} \text{ მ}$ ) ნაკლები ზომის ობიექტებთან. ასეთი მასშტაბებისას მასალასთან მიმართების ტრადიციული მეთოდები გამოუსადეგარია, ხოლო მაკროსკოპიული მეთოდები, რომელთა უგულებელყოფაც შესაძლებელია ჩვეულებრივი მასშტაბებისას, პირიქით მნიშვნელოვანი ხდება. ასეთ ზომებთან მუშაობისას თავს იჩენენ ქვანტური ეფექტები და მოლეკულათა შორის ურთიერთქმედებები.

თანამედროვე მედიცინის და მეცნიერებისა და ტექნიკის სხვა დარგების განვითარება მიმდინარეობს გამოყენებული ობიექტების ზომების მუდმივი შემცირების გზით.

მეოცე საუკუნის ბოლოს მეცნიერებმა გაარკვიეს რომ ნანოზომის ნაწილაკებს გააჩნიათ სავსებით განსხვავებული თვისებები, ვიდრე იმავე მასალის დიდი ზომის ნაწილაკებს. აღმოჩენილ იქნა, რომ გულდასმით გაწმენდილ ნაწილაკებს გააჩნიათ გარკვეულ სტრუქტურებში თვითორგანიზების უნარი, რომლებსაც ასევე უნიკალური თვისებები აქვთ. ქვემოთ განვიხილოთ ზოგიერთი ასეთი ნანონაწილაკები და ნანოსტრუქტურები.

**ფულერენები.** მრავალი წელი ითვლებოდა, რომ ნახშირბადს შეუძლია შექმნას მხოლოდ ორი კრისტალური მოდიფიკაცია – გრაფიტი და ალმასი. მესამე

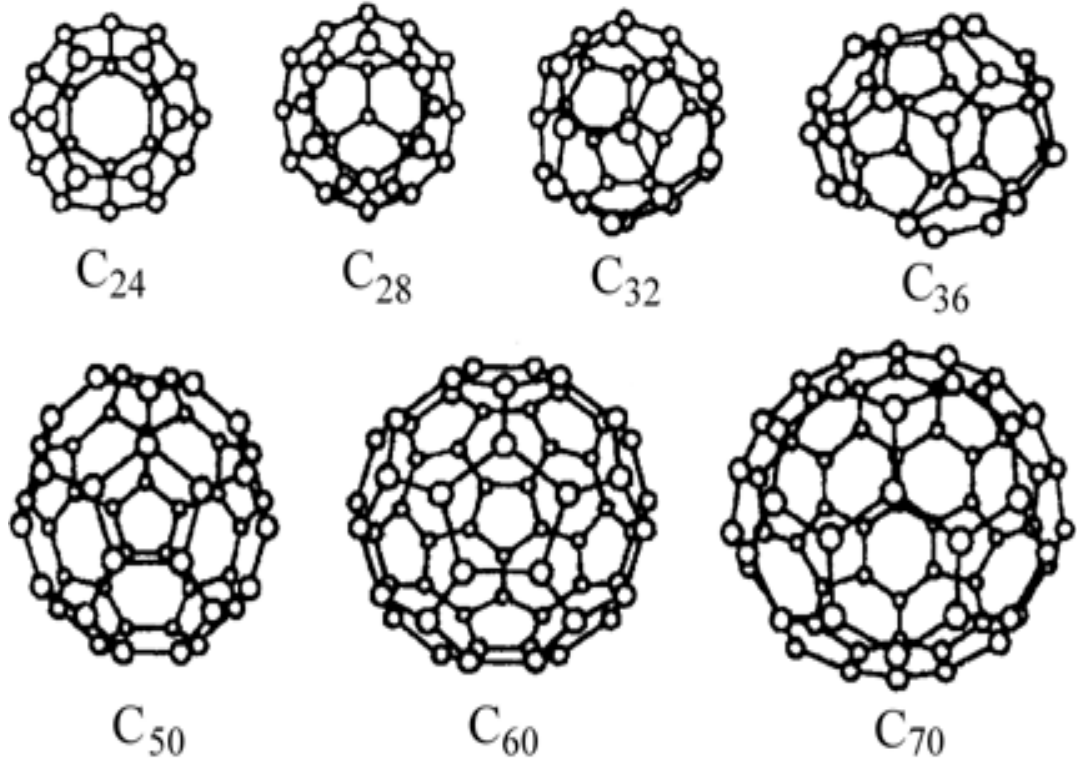
მოდულიკაცია - კარბინი - აღმოჩენილ იქნა, მეოცე საუკუნის 60-იან წლებში. კარბინი წრფივი კრისტალია, რომლის ნახშირბადის ატომები შეკავშირებულია ორმაგი ან მორიგეობითი ერთმაგი ან სამმაგი კავშირებით. 70-იან წლებში გამოითქვა მოსაზრება, რომ მათი წყაროა ნახშირბადის მაკრომოლეკულა  $C_{60}$ , რომელსაც წაკვეთილი იკოსაედრის ფორმა გააჩნია (ნახ.53)



ნახ.53. ფულერენი  $C_{60}$  (ნახშირბადის ატომებს შორის მანძილი 0.14 ნმ)

ამჟამად ფულერენის ქვეშ იგულისხმება ნახშირბადის მოლეკულური კლასტერები, ნახშირბადის ატომების, წყვილი 20-ზე მეტი რაოდენობით, რომლებიც ერთმანეთთან ქმნიან სამ კავშირს (ნახ.54).

1990 წელს ფულერენის მაკროსკოპული კრისტალების ტექნოლოგიის დამუშავების შემდეგ მათში აღმოჩენილ იქნა მრავალი არაჩვეულებრივი მოვლენა. კრისტალური და თხელფიროვანი ობიექტები წარმოადგენენ ნახევარგამტარებს და სინათლის დასხივებისას გააჩნიათ ფოტოგამტარებლობა, რაც პერსპექტიულს ხდის მათ გამოყენებას ნანოელექტრონიკაში.  $C_{60}$  -ის ტუტე ლითონებით ლეგირებულ კრისტალებს გააჩნიათ ლითონური თვისებები და 19 – 55 K ტემპერატურაზე გადადიან ზეგამტარ მდგომარეობაში. არსებობს მოსაზრება, რომ ფულერენებში, რომლის ატომების რაოდენობა აღემატება სამოცდაათს, შეიძლება ზეგამტარ მდგომარეობაში გადასვლის ტემპერატურა უფრო მაღალიც (100 K) იყოს.

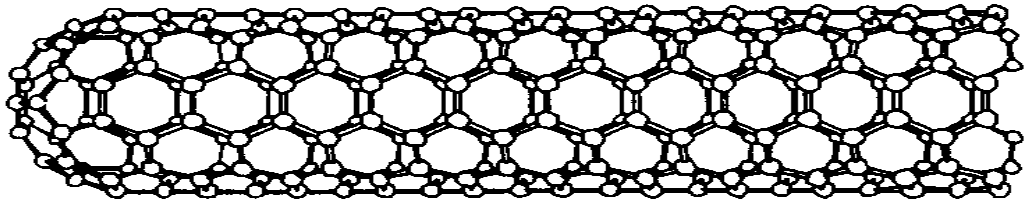


ნახ.54. ფულერენის მოლეკულები

**ფულერიტები.**  $C_{60}$  მოლეკულებმა შეიძლება შექმნან წახნაგცენტრირებული კუბური მესერი ძალიან სუსტი მოლეკულათშორის კავშირებით. ამ კრისტალში არსებობენ ოქტაედრული და ტეტრაედრული სიცარიელები, რომლებშიც შეიძლება განთავსდნენ გარეშე ატომები. ასე მაგალითად, ოქტაედრული სიცარიელები შევსებულია ტუტე ლითონების იონებით, ოთახის ტემპერატურაზე დაბალ ტემპერატურებზე, იქმნება მასალა, რომელსაც პოლიმერული თვისებები გააჩნია.

**ნანონაწილაკები და ნანომილები.** ნახშირბადის ატომებისაგან შეიძლება ასევე წარმოიქმნას სხვა სტრუქტურებიც, ისევე, როგორც გრაფიტის შემთხვევაში ექვსკუთხოვანი რგოლებისაგან. ასეთი სტრუქტურები შიგნით ცარიელია და გააჩნიათ ჩაკეტილი ზედაპირი. ნანონაწილაკები ფულერენების მსგავსია, მაგრამ მათ ზომით მნიშვნელოვნად აღემატება. ისინი შეიძლება რამდენიმე შრისგან შედგებოდნენ და ქმნიდნენ “ხახვისმაგვარ” სტრუქტურებს ანუ ონიონებს (ინგლისური სიტყვისგან onion – ხახვი). ნანომილები წარმოადგენენ გრაფიტის ბადეებს, რომლებიც მილის ფორმისაა და შეიძლება დახვეული იყვნენ ორმხრივ ან ცალმხრივ დახურულად, ან შეიძლება იყვნენ ერთფენიანი ან მრავალფენიანი (ნახ.55).

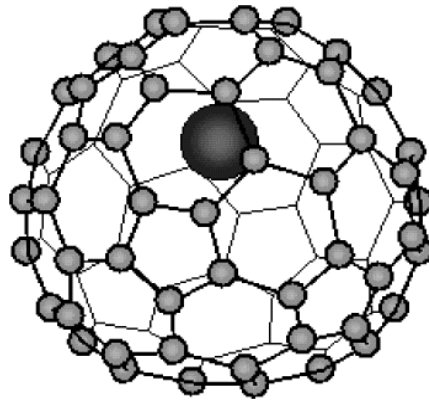




ნახ.55. ცალი მხრიდან დახურული ნახშირბადის ნანომილი

ნახშირბადის ნანომილები ძალიან მტკიცეა და დრეკადი. გარდა ამისა ღია ნანომილები კაპილარების მსგავსად იქცევიან, შეიწოვენ რა იმ მასალების ხსნარებსა და შენადნობებს, რომელთა ატომების დიამეტრი ნაკლებია მილის შიგა დიამეტრზე. ამ გზით შეიძლება შეიქმნას ისეთი ნანომავთულები, რომელთა თვისებებიც კაპილარის შიგნით შეიძლება მნიშვნელოვნად განსხვავდებოდეს მასალის თვისებებისაგან თავისუფალ მდგომარეობაში, ვინაიდან ნახშირბადის კედლებთან ურთიერთქმედება ცვლის მის ფიზიკურ თვისებებს.

**ენდოფულერენები.** ფულერენის შიგით შეიძლება განთავსდეს არაფულერენის ერთი ან რამდენიმე ატომი (ნახ.56).



ნახ. 56. ენდოედრალური კომპლექსი

ასეთ კომპოზიტურ მოლეკულურ სტრუქტურებს ენდოფულერენები ან ენდოედრალური კომპლექსები ეწოდებათ. არსებობს მოსაზრება, რომ ასეთი ფულერენების შიგნით რადიაქტიური ელემენტის ჩანერგვა შესაძლებელს გახდის შეიქმნას ანტისიმსივნური მაღალეფექტური პრეპარატები.

რა გამოყენება შეიძლება ჰქონდეს ნანომასალებს მედიცინაში? ნახშირბადი წარმოადგენს ძირითად ელემენტს ცოცხალ ორგანიზმში, ამიტომ მისი გამოყენება ბიოსამედიცინო მიზნებისათვის არ გამოიწვევს უარყოფით მოვლენებს. ნახშირბადოვანი ნანომასალების ურთიერთქმედება ორგანიზმის ქსოვილთან და სისხლთან, ლითონებისაგან განსხვავებით არ გამოიწვევს, ორგანიზმში აქტიური იონების შეღწევას და ასევე იმუნური სისტემის მავნე გვერდით მოვლენების გაჩენას.



ადამიანის ორგანიზმის შიგნით მყოფი ენდოპროტეზები, რომელთა დანიშნულებაა დაზიანებული ან დაკარგული ორგანოების შეცვლა, უწყვეტ კონტაქტში იმყოფებიან შიგა არესთან და განიცდიან კოროზიას. პროტეზირებისათვის გამოყენებული ლითონების (უჟანგავი ფოლადი, ტიტანი) და მეტალოკერამიკა განიცდიან კოროზიას, თუმცა კოროზიის სიჩქარე დაბალია, მაგრამ მიუხედავად ამისა კოროზიის პროდუქტები საშიშია, ვინაიდან შეიძლება გამოიწვიონ პათოგენური იმუნური პროცესები. ამიტომ ენდოპროტეზების დაფარვა ფულერენ-ლითონის ფირებით ძალიან პერსპექტიულია.

სამედიცინო მიზნით შეიძლება წარმატებით იქნას გამოყენებული ნანორობოტები. ისინი წარმოადგენენ რა ნანოზომის მართვად ობიექტებს, შეუძლიათ შეაღწიონ სისხლძარღვების ძალიან წვრილ კაპილარებში და გაწმინდონ ათეროსკლეროზული ბალთები, დაარღვიონ თრომბები და აღადგინონ სისხლის ნორმალური მიმოქცევა, ამრიგად გაახალგაზრდავონ ორგანიზმი და დაიცვან ადამიანი ინფარქტისა და ინსულტისაგან. ასეთ მოწყობილობებს შეუძლიათ დაშალონ და გამოიტანონ ქვები თირკმლებიდან. უფრო მეტიც მათ უნარი აქვთ წამალი მიიტანონ ორგანიზმის ძნელად მისაღწევ ადგილებში, ასევე შეუძლიათ ააცდინონ ადამიანს მრავალი ავადმყოფობა. ნანოლაზერებით აღჭურვილ ნანორობოტებს, შეეძლებათ ჩაატარონ უსისხლო ოპერაცია თავის ტვინის სისხლძარღვებზე, გულის სარქველებზე და სხვა სასიცოცხლო ორგანოებზე. არ შეიძლება არ აღინიშნოს, რომ განვითარებულ ქვეყნებში 2003 წლიდან დაწყებული ინვესტიციების რაოდენობა ნანოტექნოლოგიებში ყოველწლიურად იზრდება 20 – 30 % - ით.

## ს ა რ ჩ ე ვ ი

შესავალი -----	3
1. მედიცინაში გამოყენებული მასალების კლასიფიკაცია -----	5
2. სამედიცინო მასალების ურთიერთქმედება ადამიანის ორგანიზმთან -----	13
3. მედიცინაში გამოყენებული ლითონების და შენადნობების ფიზიკო-ქიმიური,მექანიკური და ტექნოლოგიური თვისებები -----	16
4. ლითონებისა შენადნობების მედეგობა აგრესიული გარემოს მიმართ -----	35
5. ლითონებისა და შენადნობების ტექნოლოგიური თვისებები -----	47
6. უჟანგავი ფოლადი, მათი სახეები. ფიზიკო-მექანიკური თვისებები. გამოყენება მედიცინაში -----	49
7. ვერცხლისა და პალადიუმის შენადნობები. ფიზიკო-მექანიკური თვისებები. გამოყენება მედიცინაში -----	58
8. კობალტისა და ქრომის შენადნობები. ფიზიკო-ქიმიური თვისებები. გამოყენება მედიცინაში -----	60

9. ნიკელისა და ქრომის შენადნობები. ფიზიკო-ქიმიური თვისებები. გამოყენება მედიცინაში -----	62
10. ტიტანის შენადნობები. ფიზიკო-ქიმიური თვისებები. გამოყენება მედიცინაში -----	64
11. ტიტანის ნიტრიდი, როგორც ახალი თაობის სამედიცინო მასალა. გამოყენების პერსპექტივა მედიცინაში -----	67
12. ზოგადი ცნობები პოლიმერებზე. მათი თვისებები. სამედიცინო პოლიმერული მასალები. მათი გამოყენების სფეროები მედიცინაში ---	71
13. ფაიფურისა და ფაიფურის მასების კომპონენტების დახასიათება. ფიზიკა-ქიმიური თვისებები. გამოყენება მედიცინაში -----	74
14. მეტალოკერამიკა, როგორც სამედიცინო მასალა. ფიზიკა-ქიმიური თვისებები -----	80
15. მინა და მისი თვისებები. გამოყენება მედიცინაში -----	81
16. სამედიცინო მასალათმცოდნეობის განვითარების ტენდენციები და პერსპექტივები -----	83

## ლიტერატურა

1. Kohane D.S., Langer R. Ploemiric biomaterials in issue engeering. *Pediat. Res.*. 2008, 63, P.487 – 491
2. Ratner B.D., Hoffman A.S., Schoen F.J., Lemons J.E. *Biomaterials science: An introduction tu Materials in Medicine*; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 2004, P.67 – 80
3. Temerioff J.S., Mikos A.G. *Biomaterials. The intersection of biology and material science*; Pearon Prentice hall: New Jersy, NJ, USA, 2008; 2008, P.10 – 12
4. Multhaupt R., Herman Staudinger and the origin of macromolecular chemistry. *Angrew. Chem. Int. Ed.* 2004, 43, P.1054 – 1063
5. ჯაბუა ზ. ნანომასალები. ელექტრონული სახელმძღვანელო. თბ.2012 წ. 2011 გვ. <http://www.gtu.ge/books/NanoMasalebiCorr.pdf>.
6. Еленин Г.Г. Нанотехнологии, наноматериалы, наноустройства / Г.Г. Еленин // [Электронный ресурс]. [http://www.fund-internet.ru/science/sinr\\_003.Shtml](http://www.fund-internet.ru/science/sinr_003.Shtml)
7. Шпилевский М.Э. Фуллерены и фуллереноподобные структуры – основа перспективных материалов. *Инженерно-физический журнал.* 2001, т.74, №6, 15 с
8. Ратнер М., Ратнер Д. *Нанотехнология.* М-С-Пб-Киев. 2004
9. Глик Б., Пастернак Дж., *Молекулярная биотехнология. Принципы и применение.* М., Мир.2002
10. Гусев А.И. *Нанотехнология. Физико-химия нанокластеров, наноструктур и наноматериалов.* М., Комкнига, 2006
11. ზ.ჯაბუა, გ.გველესიანი, თ.დადიანი. ლაბორატორიული პრაქტიკუმი ნახევრად გამტარ მასალათა ტექნოლოგიაში. თბილისი. 1988 წ., 90 გვ.
12. Роко М.К., Уильямс Р.С., Аливисатос П. *Нанотехнология в ближайшем десятилетии.* М., Мир. 2002

13. Hauert R. A review of modified DLC coatings for biological applications. *Diamond and Related Materials*. 2003, №12. P.35 – 46
14. Kovaleva E.S., Shabanov M.P. Putlayev V.I., Filipov Ya., Yu., Tretiakov Yu.D., Ivanov V.K. Carbonated hydroxyapatite nanopowders for preparation of bioresorbable materials. *Mat. – wiss.u.Werkstoffech*, 2008, v 39 № 11, p. 822 – 829
15. Шпак А.П. Наноструктурные биокерамические материалы: получение, свойства, применение. Киев, 2003
16. Путляев В.И., Сафронова Т.В. Новое поколение кальций-фосфатных биоматериалов: роль фазового и химического составов. *Стекло и керамика*. 2006, №3, с.30-33
17. Бартов С.М., Комлев В.С. Биокерамика на основе фосфатов кальция. М., 2005, 237 с.
18. Муслев С.А. Металлы медицинского назначения и их упругие свойства. *Современные наукаёмкие технологии*. 2007, №8, с.64 – 67
19. Суров О.Н. Зубное протезирование на имплантатах. М.: Медицина, 1993. 208 с
20. Gabbi C., Locardi V. Physico Chemical Consideration of Ti as a Biomaterial. *Clin. Mater.* 1992, V..P.115 – 134
21. Химия синтеза сжиганием. Под ред. М.Коидзми. Пер. С яп., Мирб 1999, 248 с.
22. Шевченко В.Я., Баринов С.М. Техническая керамика. М.: Наука, 1993, 187 с.
23. Артюхов И.В., Каменов В.Н., Нестеров С.Б. Биомедицинская технология в медицине. Вакуумная наука и техника. М.: МИЭМ. 2002, с.244-247
24. Шпильман М.И. Полимеры медико-биологического назначения. М., ИКЦ, “Академкнига”, 2006, 340 с.