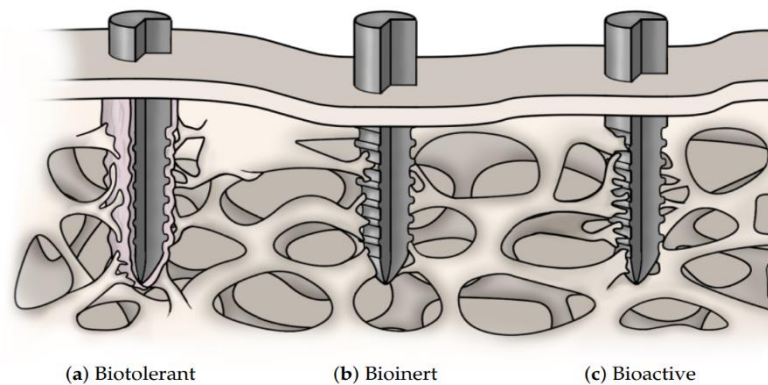


BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Biomaterial

Biomaterial merupakan bahan yang digunakan untuk jangka waktu tertentu untuk meningkatkan atau menggantikan sebagian atau seluruh jaringan, organ, atau fungsi tubuh [14]. Biomaterial digunakan untuk menjaga atau meningkatkan kualitas hidup individu manusia. Berdasarkan Gambar 2.1, biomaterial diklasifikasikan ke dalam tiga kategori yang berbeda. Pertama, material biotoleran: tidak menyebabkan penolakan langsung pada tubuh dan dikelilingi oleh lapisan serat sebagai proteksi tubuh terhadap material asing untuk membantu memisahkan material implan dari jaringan sekitarnya. Contoh dari material biotoleran adalah polietilena dan paduan Co-Cr. Kedua, material bioaktif: dapat membentuk ikatan kimia dengan tulang, menimbulkan osseointegrasi (pertumbuhan tulang) di permukaan material, di mana kolagen dan mineral tulang melekat pada permukaan implan. Umumnya material bioaktif memiliki komposisi kimia yang mirip dengan fasa mineral dalam tulang, seperti hidroksiapatit. Ketiga, material *bioinert*: dapat dipisahkan oleh jaringan serat, seperti material biotoleran. Namun, dalam kondisi tertentu dapat kontak langsung dengan tulang tetapi tidak menyebabkan respons kimia antara implan dan jaringan tulang. Material *bioinert* dan bioaktif bertindak sebagai osteokonduktif, yaitu sebagai bahan penyangga untuk membentuk pertumbuhan tulang di permukaan implan [14].



Gambar 2.1 Klasifikasi Biomaterial [15]

Biomaterial menjadi sangat penting di zaman modern, telah digunakan secara luas dalam berbagai bidang ilmu kedokteran, termasuk ortopedi, ortodonti, sistem kardiovaskular, farmasi, dan lain-lain. Dalam bidang ortopedi biomaterial digunakan untuk mengembalikan struktural tulang yang rusak. Setiap biomaterial harus memenuhi beberapa karakteristik mekanis dan biologis, seperti memiliki sifat mekanik yang sesuai (densitas, modulus elastisitas, kekuatan, dan kekerasan), memiliki biostabilitas yang baik (ketahanan terhadap hidrolisis, oksidasi, dan korosi), memiliki biokompatibilitas, terutama dalam kasus implan (mendorong terjadinya osseointegrasi), memiliki *bioinertness* yang tinggi (sifat non-toksik dan non-iritan), dan memiliki ketahanan aus yang tinggi [16].

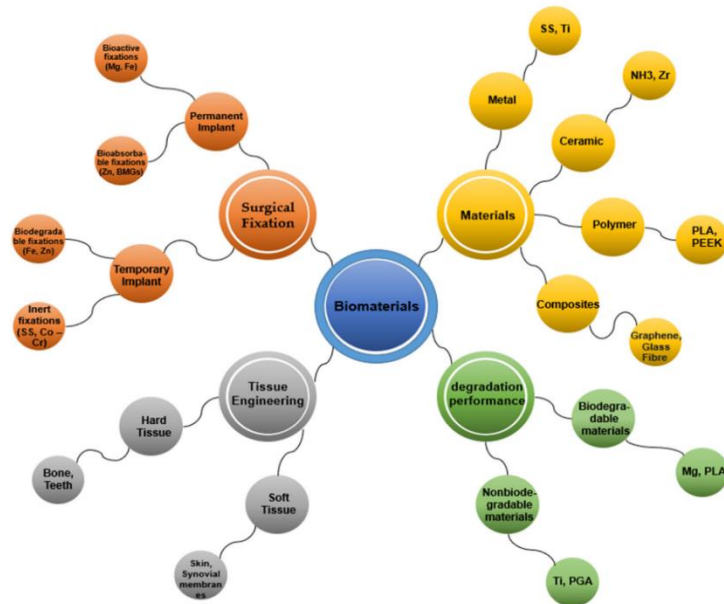
Sifat mekanik dari suatu biomaterial ditentukan oleh fungsi medis yang diperlukan, dalam kasus implan ortopedi faktor-faktor seperti kekuatan untuk menahan beban dan elastisitas untuk menahan tekanan geser memainkan peran penting. Dalam ortopedi, bahan implan harus dapat menahan siklus pemuatan dan pembebanan berulang di bawah berbagai gaya seperti lenturan, putaran, dan tekanan geser [17]. Selain itu, sifat biologis terpenting untuk suatu implan ortopedi adalah biokompabilitas. Biokompabilitas adalah istilah yang digunakan dalam

ilmu biomaterial untuk menggambarkan hubungan antara material asing dan tubuh. Secara spesifik, biokompatibilitas suatu zat dinilai berdasarkan kemampuan untuk berinteraksi dengan sistem tubuh tanpa menimbulkan reaksi yang merugikan seperti penolakan imun, toksisitas, atau infeksi. Biomaterial tidak boleh menghasilkan respons yang tidak diinginkan pada tubuh. Dua faktor utama menentukan biokompatibilitas suatu material adalah respons yang timbul dari tubuh terhadap biomaterial dan degradasi zat dalam lingkungan tubuh. Dua hal tersebut yang harus diperhatikan dalam biokompatibilitas [16].

Biomaterial dikategorikan ke dalam beberapa jenis, termasuk logam (*stainless steel*, titanium, emas, besi, magnesium), polimer (PLLA, PGA, PDS, silikon, polyester), keramik (hidroksiapatit, alumina, zirkonia), dan komposit, yang menggabungkan material dari kategori yang disebutkan [18]. Biomaterial juga dapat dikategorikan menjadi dua kelompok utama, yaitu bahan *biodegradable* yang terurai ke dalam jaringan tubuh sekitar dan bahan *non-biodegradable* yang tidak dapat terurai. Selain itu, biomaterial dalam konteks implan dapat diklasifikasikan sebagai implan permanen atau sementara tergantung pada prosedur bedah yang ditunjukkan pada Gambar 2.2 [16].

Jenis biomaterial pertama yang digunakan untuk perangkat implan adalah logam dan paduan, karena memiliki kekuatan dan ketidakteraktifan biologis yang baik. Jenis paduan logam yang banyak digunakan dalam aplikasi ortopedi umumnya adalah *stainless steels*, *cobalt-based alloys*, dan *titanium-based alloys*. Namun saat ini, titanium dan paduannya adalah material yang paling banyak digunakan dalam aplikasi implan ortopedi karena biokompatibilitas dan sifat mekaniknya yang sangat baik [16]. Paduan titanium biasa digunakan sebagai

implan ortopedi seperti pada pinggul buatan (*hip joint*), sendi lutut buatan (*knee joint*) [19].



Gambar 2.2 Klasifikasi Biomaterial Berdasarkan Jenis Material [16]

2.2 Titanium Dalam Aplikasi Biomedis

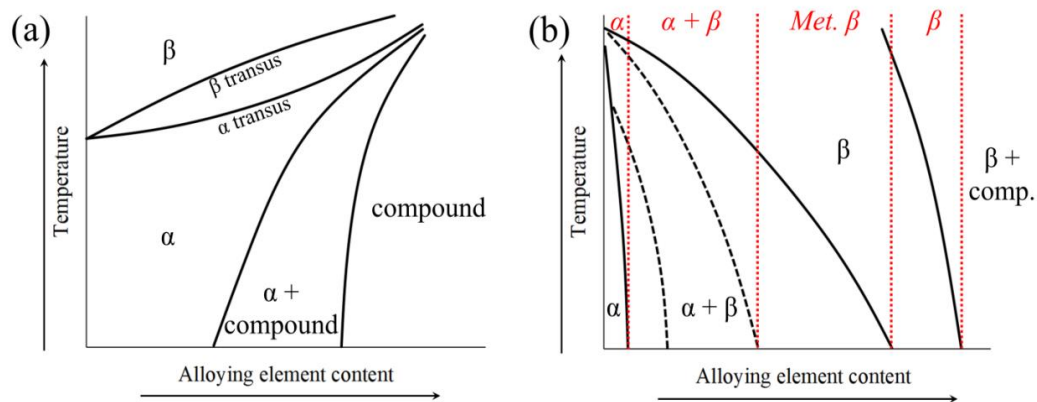
Unsur titanium ditemukan pada tahun 1791 oleh ahli mineralogi William Gregor atau. Sebelum disebut titanium, logam tersebut diberi nama *gregorite*. Nama titanium diberikan oleh ahli kimia asal Jerman bernama M.H. Klaproth pada tahun 1795. Titanium merupakan unsur dengan ketersediaan paling melimpah kesembilan di dalam kerak bumi. Namun, titanium jarang ditemukan dalam bentuk murni karena sebagian besar ditemukan dalam bentuk oksida yang tidak larut. Oksida yang paling sering ditemui adalah titanium oksida (TiO_2) dan senyawa besi-titanium oksida (FeTiO_3), yang biasanya ditemukan dalam mineral seperti *rutile*, *anatase*, dan *ilmenite* [19].

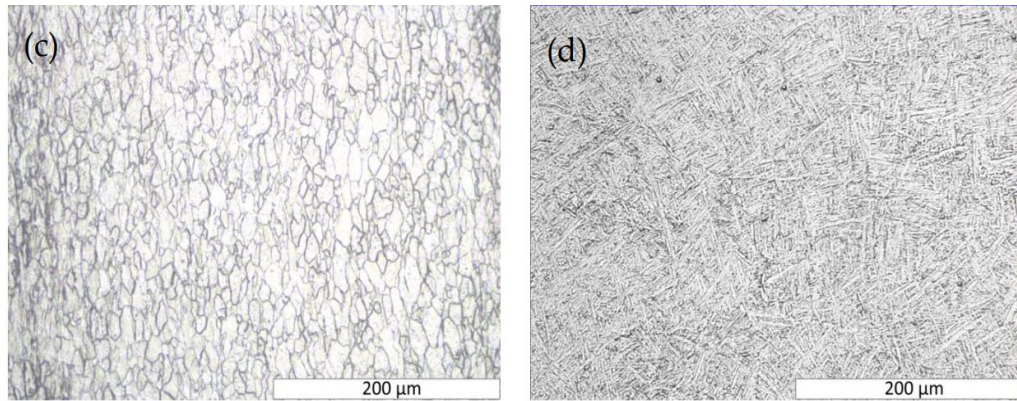
Salah satu karakteristik paling menjadi nilai jual dari titanium adalah kekuatannya yang setara dengan baja, namun dengan berat yang hanya sekitar 40%

dari baja tersebut. Selain itu, bobot titanium adalah sekitar 60% lebih berat daripada aluminium, menjadikannya sebagai pilihan yang menarik dalam aplikasi di mana kekuatan yang tinggi diperlukan dengan meminimalkan bobot. Titik lebur titanium tercatat pada suhu yang sangat tinggi, sekitar 1668°C, yang menjadikannya sangat tahan terhadap temperatur ekstrem. Dalam hal sifat magnetik, titanium adalah material paramagnetik yang menunjukkan reaksi magnet yang sangat lemah, yang berbeda dari logam ferromagnetik seperti besi. Di lain sisi, titanium memiliki konduktivitas listrik dan konduktivitas termal yang relatif rendah, yang membuatnya kurang cocok untuk penggunaan dalam aplikasi yang memerlukan sifat-sifat konduktif tinggi. Dalam aplikasi perangkat medis, seperti implan, konduktivitas listrik yang rendah dari titanium memberikan keuntungan untuk mencegah interaksi listrik dengan jaringan tubuh. Selain dikenal dengan kekuatan mekanik yang tinggi dan densitasnya yang rendah. Titanium memiliki ketahanan terhadap korosi yang tinggi, logam ini juga dikenal dengan biokompatibilitas yang sangat baik. Titanium telah menjadi bahan unggulan dalam pembuatan implan ortopedi, seperti pinggul buatan dan sendi lutut buatan, serta dalam aplikasi lain seperti implan gigi, alat bedah, dan elektroda medis. Di samping sifat-sifat mekaniknya yang tergolong tinggi, titanium memiliki kemampuan untuk berintegrasi dengan jaringan tubuh dan mendorong pertumbuhan sel, menjadikannya salah satu pilihan utama dalam upaya memperbaiki organ serta jaringan manusia dan mencapai terobosan dalam pengobatan dan rekayasa jaringan [20].

Titanium adalah logam yang memiliki beberapa fasa berbeda, tergantung pada temperatur dan tekanan. Fasa adalah bentuk struktural khusus yang dapat diambil oleh materi dalam kondisi tertentu. Fasa-fasa utama yang umumnya

dijumpai pada logam titanium antara lain adalah fasa α -Ti (alfa), β -Ti (beta), dan ω -Ti (omega). Fasa α -Ti terbentuk pada temperatur rendah atau di bawah temperatur β transus (sekitar 882°C atau 1620°F). Temperatur β transus diubah dengan memodifikasi komposisi unsur paduan titanium. Unsur penstabil fasa α seperti Al, N, O, dan lain-lain akan meningkatkan temperatur β transus, sehingga memperluas daerah α . Sementara unsur penstabil β seperti V, Nb, Cr, Fe, dan lain-lain akan mengurangi temperatur β transus. Selain itu, terdapat unsur-unsur penstabil yang bersifat netral seperti Sn, Zr, unsur tersebut memiliki pengaruh tidak signifikan pada perubahan temperatur β transus. Fasa α -Ti memiliki struktur kristal *hexagonal close-packed* (HCP). Fasa ini adalah fasa stabil pada temperatur ruang dan digunakan dalam berbagai aplikasi, termasuk dalam pembuatan implan medis. Fasa β -Ti muncul pada temperatur yang lebih tinggi, di atas temperatur transisi α - β (sekitar 882°C). Pada fasa ini, struktur kristal dari titanium adalah *body-centered cubic* (BCC). Selanjutnya adalah fasa ω -Ti di mana fasa ini terbentuk pada suhu yang sangat rendah, di bawah -172°C atau -278°F, dan memiliki struktur kristal trigonal. Fasa ini cenderung jarang ditemui dan biasanya hanya dalam kondisi suhu dan tekanan ekstrem [20].





Gambar 2.3 Efek dari (a) penstabil α dan (b) penstabil β pada strukturmikro paduan titanium, (c) strukturmikro α -Ti, (d) struktur mikro paduan Ti-6Al-4V [21]

Secara umum, paduan titanium dibagi menjadi beberapa kategori bergantung pada komposisi kimianya. Paduan α -Ti yang terdiri dari penstabil *alpha* sepenuhnya memiliki kekuatan tarik yang relatif rendah dibandingkan dengan paduan $\alpha+\beta$ dan β . Namun, paduan tersebut memiliki kekuatan mulur yang lebih baik dan banyak digunakan dalam aplikasi *aerospace*. Paduan α -Ti yang mengandung penstabil *beta* sebesar 1% - 2%, diklasifikasikan sebagai paduan *near-alpha*, memiliki kombinasi kekuatan dan kemampubentukan yang baik. Sebaliknya, paduan *near-beta* (atau metastabil β) memiliki keuletan yang lebih tinggi, tetapi kekuatannya lebih rendah jika dibandingkan dengan paduan $\alpha+\beta$. Paduan $\alpha+\beta$ yang mengandung 10% – 30% fasa β memiliki kombinasi kekuatan, keuletan, dan ketahanan panas yang baik. Sementara itu, paduan β terdiri sepenuhnya dari fasa β [21]. Paduan titanium yang sering digunakan dalam bidang biomedis adalah paduan $\alpha+\beta$ atau paduan metastabil β , karena cenderung memenuhi karakteristik yang diinginkan untuk perangkat implan. Paduan Ti-6Al-4V dan Ti-6Al-7Nb merupakan paduan titanium $\alpha+\beta$ yang paling umum digunakan secara klinis dalam aplikasi biomedis [19].

Tabel 2.1 Paduan Titanium yang Digunakan dalam Aplikasi Biomedis [21]

Paduan	Fasa	Aplikasi
CP-Ti (<i>Grade 1</i>)	α	<i>Dental</i>
CP-Ti (<i>Grade 2</i>)	α	<i>Joint replacement and dental</i>
CP-Ti (<i>Grade 3</i>)	α	<i>Dental</i>
CP-Ti (<i>Grade 4</i>)	α	<i>Joint replacement</i>
Ti-8Al-1Mo-1V	α	-
Ti-6Al-2Nb-1Ta-0.8Mo	α	<i>Joint replacement</i>
Ti-6Al-2Zr-1Mo-1V	α	<i>Joint replacement</i>
Ti-6Al-4V (<i>Grade 5</i>)	$\alpha+\beta$	<i>Joint replacement, trauma, dental, spinal</i>
Ti-6Al-4V ELI (<i>Grade 23</i>)	$\alpha+\beta$	<i>Joint replacement, trauma, cardiovascular, dental, spinal</i>
Ti-6Al-7Nb	$\alpha+\beta$	<i>Joint replacement and dental</i>
Ti-5Al-2.5Fe (<i>Grade 9</i>)	$\alpha+\beta$	<i>Dental</i>
Ti3Al-2.5V	$\alpha+\beta$	<i>Joint replacement</i>
Ti-3Zr-2Sn-3Mo-25Nb	β	<i>Joint replacement</i>
Ti-13Nb-13Zr	β	<i>Joint replacement and dental</i>
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	β	<i>Joint replacement</i>
Ti-15Mo	β	<i>Joint replacement and dental</i>

2.3 Paduan Ti-6Al-7Nb

Terdapat berbagai pengembangan jenis paduan titanium yang ditujukan untuk penggunaan ortopedi, namun hanya beberapa yang digunakan secara komersil. Salah satu paduan titanium yang paling umum digunakan dalam aplikasi implan ortopedi adalah Ti6Al4V (titanium dengan 6% aluminium dan 4% vanadium), namun memiliki masalah terkait biokompatibilitas. Sehingga paduan titanium bebas vanadium seperti Ti-6Al-7Nb dan Ti-5Al-2.5Fe dikembangkan karena diketahui bahwa vanadium bersifat toksik bagi tubuh manusia [22]. Paduan Ti-6Al-7Nb

pertama kali dibuat oleh kelompok peneliti Sulzer Bros, Switzerland pada tahun 1977. Pertama kali diperkenalkan pada tahun 1985 diikuti dengan pengembangan dan pengujian secara intensif selama 6 tahun. Ti-6Al-7Nb telah digunakan secara klinis pada tahun 1986 untuk *total hip replacement* (THR) [23].

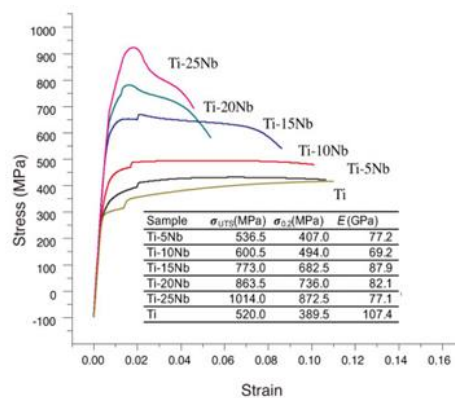
Paduan Ti-6Al-7Nb diatur dalam ASTM F1295. Pada temperatur ruang, memiliki struktur mikro dua fasa $\alpha+\beta$, serupa dengan paduan Ti-6Al-4V. Paduan Ti-6Al-7Nb memiliki temperatur β transus 1010 ± 15 °C, yang sebenarnya tergantung oleh komposisi dan keseragaman komposisi paduan [24]. Persyaratan komposisi kimia paduan Ti-6Al-7Nb diatur dalam ASTM F1295 sebagai berikut:

Tabel 2.2 Persyaratan komposisi kimia paduan Ti-6Al-7Nb [24]

Unsur	Komposisi %
<i>Aluminium</i>	5,50 - 6,50
<i>Niobium</i>	6,50 - 7,50
<i>Tantalum</i>	0,50 max
<i>Iron</i>	0,25 max
<i>Oxygen</i>	0,20 max
<i>Carbon</i>	0,08 max
<i>Nitrogen</i>	0,05 max
<i>Hydrogen</i>	0,009 max
<i>Cobalt</i>	< 0,1
<i>Titanium</i>	<i>Balance</i>
<i>Other elements each</i>	0,1
<i>Other elements total</i>	0,4

Kandungan hidrogen pada paduan Ti-6Al-7Nb dijaga sangat rendah untuk mencegah terjadinya *hydrogen embrittlement*. Unsur lain perlu dicantumkan jika memiliki komposisi lebih dari 0,1% setiap unsur pengotor, atau 0,4% total dari setiap unsur pengotor. Unsur lain yang tidak ditambahkan secara sengaja pada

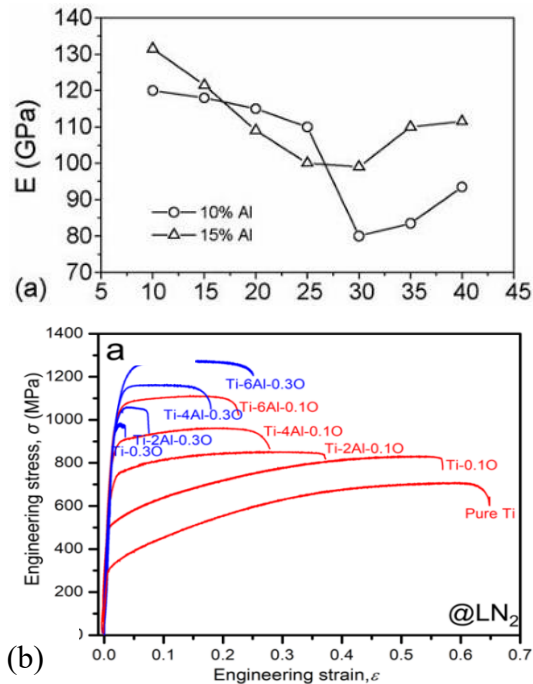
paduan titanium dalam jumlah kecil merupakan bagian dari proses manufaktur. Dalam titanium, unsur-unsur ini umumnya meliputi aluminium, vanadium, timah, kromium, molibdenum, niobium, zirkonium, hafnium, bismut, rutenium, paladium, itrium, tembaga, silikon, kobalt, tantalum, nikel, boron, mangan, dan tungsten [24]. Berdasarkan ASTM F1295 nilai *tensile* minimum yang dimiliki oleh paduan Ti-6Al-7Nb adalah UTS (min) 900 Mpa; 0,2% *Yield Strength* (min) 800 Mpa; Persen Elongasi (min) 10%; Persen daerah reduksi (min) 25%.



Gambar 2.4 Pengaruh Komposisi Niobium Terhadap Sifat Mekanik Paduan [25]

Pada dasarnya, penambahan unsur aluminium dan niobium memiliki pengaruh terhadap sifat mekanik dan biologis. Gambar 2.4 menunjukkan penambahan unsur niobium pada titanium dengan komposisi yang berbeda menghasilkan perbedaan sifat mekanik. Niobium (Nb) bertindak sebagai penstabil fasa β pada paduan Ti-6Al-7Nb. Semakin tinggi komposisi niobium maka akan menghasilkan kekuatan tarik yang tinggi dengan nilai elongasi yang semakin tinggi. Sebaliknya, semakin sedikit niobium maka akan menghasilkan biomaterial dengan keuletan yang tinggi serta elongasi yang semakin rendah. Selain itu penambahan niobium memiliki pengaruh terhadap ketahanan terhadap korosi dalam lingkungan tubuh yang cair, yang berarti bahwa material ini tidak akan mengalami degradasi

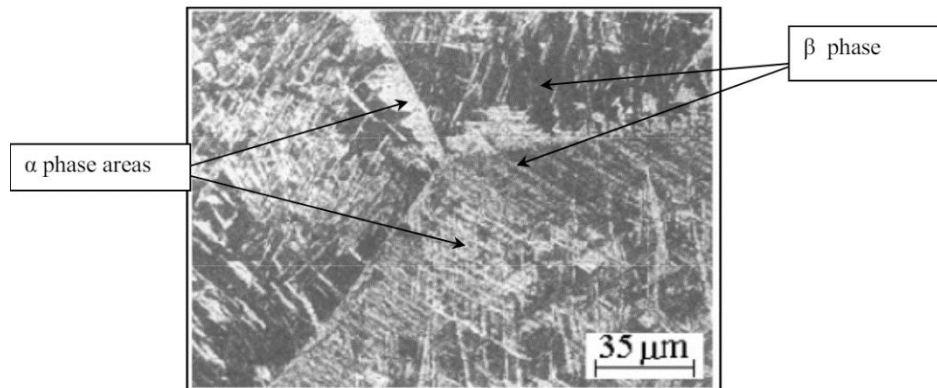
yang cepat ketika digunakan sebagai implantasi. Kondisi ini memastikan umur penggunaan yang panjang bagi implantasi [25].



Gambar 2.5 Pengaruh Al pada Sifat Paduan Ti
(a) Modulus Elastisitas [25] (b) Kekuatan [26]

Sedangkan, unsur Al bertindak sebagai penstabil fasa α , seperti yang dapat dilihat pada Gambar 2.5. Penambahan unsur Al dapat mempengaruhi modulus elastisitas dan kekuatan dari paduan Ti, kedua variabel tersebut akan meningkat seiring dengan penambahan aluminium. Seiring dengan meningkatnya kandungan aluminium fasa Ti_3Al akan terbentuk dan dua daerah fasa ($\alpha + Ti_3Al$) akan terbentuk pada kandungan Al 5% dengan temperatur 500°C. Penguatan dengan metode larutan padat (*solid solution*) sulit dicapai dengan penambahan aluminium yang maksimum, karena dengan penambahan diatas 6% Aluminium akan membentuk Ti_3Al yang dapat menyebabkan penggetasan. Maka dari itu, kandungan aluminium pada semua paduan titanium umumnya berada dibawah 7%. Kandungan aluminium

sebanyak 6% dapat meningkatkan tempertur transformasi α - β untuk titanium yang semula 882°C meningkat menjadi 1000°C untuk dua daerah fasa α + β .



Gambar 2.6 Struktur Mikro *as cast* Ti-6Al-7Nb [26]

Gambar 2.6 merupakan struktur mikro dari paduan Ti-6Al-7Nb yang dihasilkan melalui proses pengecoran menunjukkan bahwa struktur tersebut terdiri dari *lamellar* fasa α di dalam butiran fasa β . Fasa α terdiri dari Al dengan struktur kristal HCP (*Hexagonal Close Packed*), sedangkan fasa β terdiri dari Nb dengan struktur kristal BCC (*Body Centered Cubic*). Fasa α ditunjukkan dalam warna yang lebih terang, sedangkan untuk fasa β ditunjukkan dalam warna yang lebih gelap. Fasa α terbentuk dari fasa β ketika paduan melewati batas transformasi namun masih terdapat fasa β yang bertahan (β *Prior*) [27]. Struktur paduan Ti-6Al-7Nb menunjukkan struktur yang sama dengan paduan Ti-6Al-4V yang dapat dilihat pada Gambar 2.3.

2.4 Paduan Titanium Antibakteri

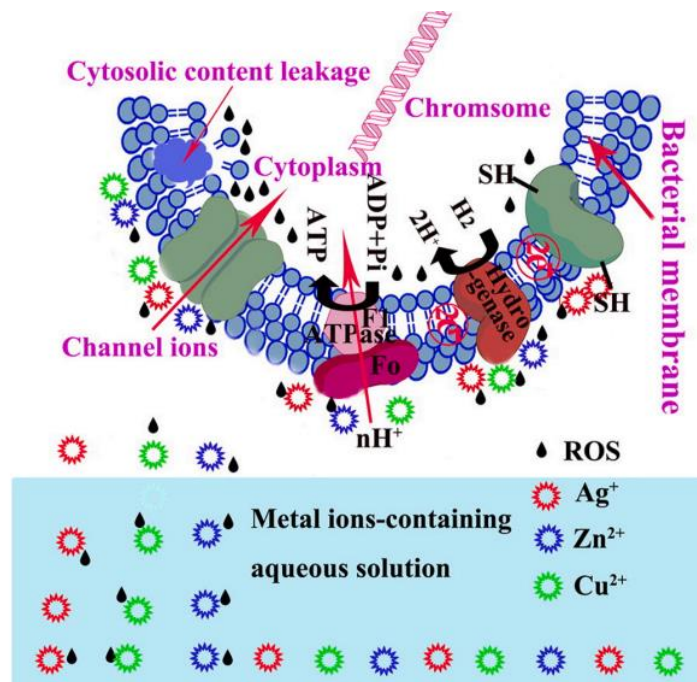
Paduan Ti-6Al-7Nb sebagai salah satu jenis paduan yang sering digunakan dalam aplikasi implan ortopedi karena memiliki sifat mekanik dan biokompatibilitas yang baik. Namun implan tersebut dapat menyebabkan risiko

kesehatan, seperti infeksi terhadap mikroba. Salah satu komplikasi yang paling sering terjadi pada implan ortopedi adalah infeksi pada sendi prostetik (*Prosthetic Joint Infection*). *Staphylococcus aureus* adalah mikroorganisme yang paling umum terkait dengan infeksi pada sendi prostetik. Sifat permukaan dari implan dapat memengaruhi pembentukan *biofilm* oleh bakteri. *Biofilm* adalah lapisan bakteri yang melekat pada permukaan, yang dapat melindungi bakteri dari sistem kekebalan tubuh dan pengobatan antibiotik. Pembentukan *biofilm* tersebut akan menimbulkan terjadinya *Staphylococcus aureus* yang tahan terhadap metisilin (MRSA). MRSA merupakan infeksi yang diakibatkan oleh bakteri *Staphylococcus aureus* yang memiliki ketahanan terhadap golongan antibiotik. Terjadinya MRSA akan meningkatkan keparahan infeksi dan biaya medis. Penelitian yang dilakukan oleh Dun *et al.*, (2023), menunjukkan bahwa paduan Ti-6Al-7Nb memiliki kekasaran permukaan *biofilm* pada paduan titanium Ti-6Al-7Nb sebesar 186 nm, sedangkan pada paduan Ti-6Al-4V memiliki kekasaran permukaan *biofilm* sebesar 270 nm setelah terkontaminasi dengan MRSA selama 7 hari. Hal tersebut berarti bahwa paduan Ti-6Al-7Nb memiliki kemampuan menghambat bakteri untuk melekat dan membentuk *biofilm* dibandingkan paduan Ti-6Al-4V. Paduan titanium memiliki kekasaran permukaan *biofilm* yang lebih rendah dibandingkan dengan permukaan *biofilm* pada silikon dan komposit semen tulang buatan (*bone cement*) [28].

2.5 Sifat Antibakteri Perak dan Tembaga (Cu)

Dalam rangka mencegah terjadinya MRSA pada paduan Ti-6Al-7Nb, maka dilakukan metode *alloying* dengan menambahkan sifat antibakteri pada paduan Ti-6Al-7Nb. Sifat antibakteri merujuk pada kemampuan suatu zat atau bahan untuk menghambat pertumbuhan, mereplikasi, atau bahkan membunuh bakteri. Sifat

antibakteri ini dapat ditemukan dalam berbagai jenis bahan, termasuk bahan kimia, logam, komponen alami, dan lainnya. Beberapa zat antibakteri dapat merusak membran sel bakteri dan melepaskan ion-ion yang toksik bagi bakteri ketika teroksidasi. Pada penelitian ini dipilih unsur Ag dan Cu sebagai zat antibakteri untuk meningkatkan sifat antibakteri paduan Ti-6Al-7Nb. Unsur perak (Ag) dan tembaga (Cu) melalui pelepasan ion logam antibakteri Ag^+ dan Cu^{2+} dikenal memiliki sifat antibakteri yang kuat terhadap berbagai jenis bakteri. Ion logam Ag^+ dan Cu^{2+} membunuh bakteri dengan merangsang produksi spesies oksigen reaktif (*Reactive Oxygen Species/ROS*). ROS adalah produk reduksi oksigen, seperti peroksida, superoksida, radikal hidroksil, dan oksigen singlet, yang menghancurkan membran sel bakteri, seperti yang diilustrasikan pada Gambar 2.7 [2].



Gambar 2.7 Mekanisme Antibakteri Ion Logam [2]

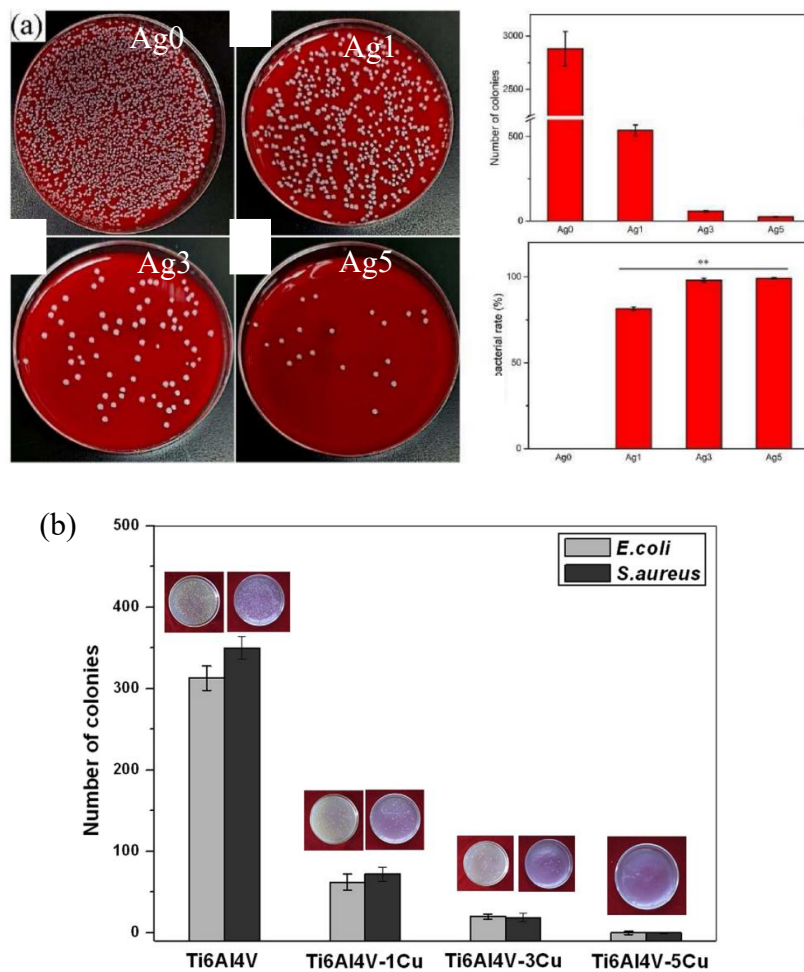
Aktivitas antibakteri dari material yang melepaskan ion-logam Cu^{2+} dan Ag^+ melibatkan beberapa tahap utama. Pertama, ion logam akan menempel di

permukaan bakteri membentuk ikatan kuat dengan gugus amino dan karboksil pada membran bakteri dan protein, menyebabkan ketidakaktifan dan perubahan struktural membran bakteri. Kedua, membran bakteri dengan perubahan struktural mengalami peningkatan permeabilitas, sehingga membuat bakteri kehilangan kemampuan untuk mengontrol proses perpindahan zat melalui membran plasma. Pada tahap akhir, ion-logam berinteraksi dengan asam nukleat dari mikroorganisme, mencegah bakteri berkembang biak, dan menyebabkan kematian sel bakteri [2].

Konsentrasi inhibisi minimum (MIC) ion perak (Ag^+) terhadap bakteri *Staphylococcus aureus* dan *Escherichia coli* berada dalam rentang 25,4–2.040 $\mu\text{g/L}$. Rentang ini menunjukkan bahwa ion perak memiliki potensi antibakteri yang sangat kuat, karena hanya memerlukan konsentrasi yang relatif rendah untuk menghambat pertumbuhan bakteri. Sebagai perbandingan, konsentrasi inhibisi minimum (MIC) ion Cu^{2+} (tembaga) terhadap bakteri yang sama berada dalam rentang 64–7.104 $\mu\text{g/L}$. Kedua unsur ini memiliki nilai MIC yang lebih baik dibandingkan unsur antibakteri lainnya, menunjukkan efektivitas dalam mengendalikan pertumbuhan bakteri [2].

Penelitian telah menunjukkan bahwa paduan biomedis yang mengandung Ag dan Cu dalam Ti murni dan paduan Ti memiliki sifat antibakteri yang sangat baik. Bao *et al.*, (2022) telah membuktikan penggunaan unsur Ag terhadap sifat antibakteri dengan menggunakan paduan $\text{Ti}_{50}\text{Zr}_{25}\text{Nb}_{25}\text{-Ag}_x$ ($x = 1\%$, 3% , dan 5%), didapatkan pada paduan tanpa penambahan unsur Ag terdapat sejumlah besar koloni bakteri, yang menunjukkan bahwa paduan tanpa penambahan unsur Ag tidak memiliki sifat antibakteri. Namun peningkatan laju antibakteri terjadi seiring dengan penambahan komposisi Ag menjadi 81,4%, 98,0%, dan 99,1% terhadap

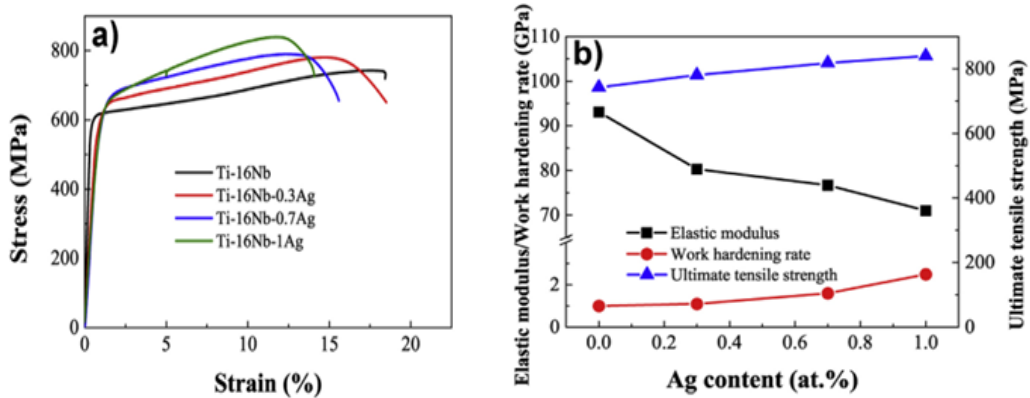
bakteri *S. aureus*. Penelitian lain yang dilakukan oleh Ren *et al.*, (2014) membuktikan penggunaan unsur Cu terhadap sifat antibakteri dengan menggunakan paduan Ti-6Al-4V. Dengan menggunakan metode *co-culture*, peningkatan kandungan Cu meningkatkan aktivitas antibakteri dari paduan Ti-6Al-4V-xCu (x=1%, 3%, dan 5%). Pada paduan Ti-6Al-4V-5Cu menunjukkan kemampuan membunuh hampir semua koloni bakteri *S. aureus* dan *E.coli*. Hal tersebut dikarekan kandungan Cu yang lebih tinggi dalam paduan titanium dapat meningkatkan jumlah pelepasan ion Cu, sehingga menunjukkan kemampuan antibakteri yang lebih kuat.



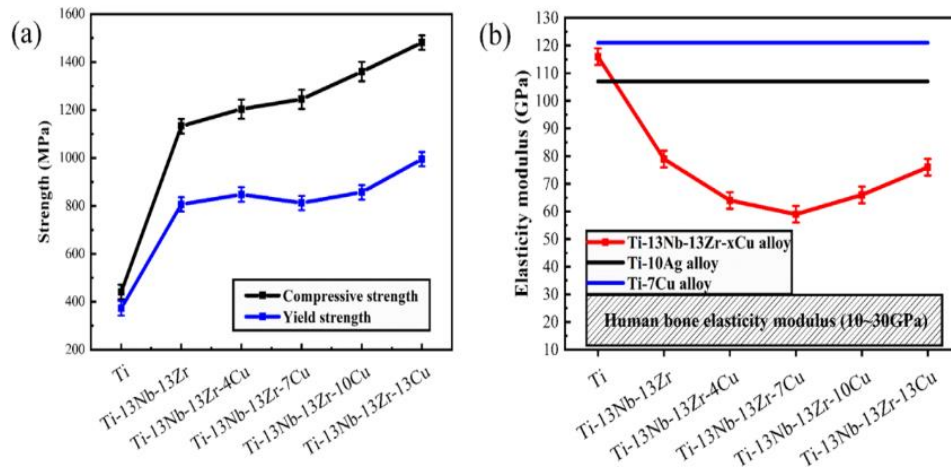
Gambar 2.8 Sifat Antibakteri Perak dan Tembaga
 (a) $Ti_{50}Zr_{25}Nb_{25}-Ag_x$ [7] (b) Ti-6Al-4V-xCu [30]

2.6 Pengaruh Perak (Ag) dan Tembaga (Cu) Terhadap Sifat Mekanik

Selain untuk meningkatkan sifat antibakteri, penambahan unsur Ag dan Cu pada penelitian ini bertujuan untuk menemukan keseimbangan antara kekuatan dan modulus elastisitas pada paduan Ti-6Al-7Nb. Salah satu sifat mekanik yang perlu diketahui dari biomaterial adalah modulus elastisitas. Hal ini perlu diperhatikan karena ketika nilai modulus elastisitas material implan lebih tinggi dibandingkan dengan tulang, efek *stress shielding* dapat terjadi. Implan akan menanggung sebagian besar beban yang berarti bahwa implan tersebut yang akan menopang tubuh sehingga tulang tidak dapat menjalankan fungsinya yang dapat menyebabkan pengeroposan tulang lebih cepat. Oleh karena itu, dalam setiap penelitian implan ortopedi diharapkan paduan memiliki nilai modulus elastisitas yang rendah atau mendekati tulang agar dapat mengurangi efek *stress shielding*. Melalui penelitian yang dilakukan oleh Sun *et al.*, (2018), dapat dilihat pada Gambar 2.9, bahwa seiring dengan meningkatnya komposisi unsur Ag pada paduan Ti-Nb, maka akan meningkatkan nilai *ultimate tensile strength*, *work hardening*, namun menurunkan nilai modulus elastisitas. Selain itu, diketahui juga bahwa seiring dengan meningkatnya komposisi Ag pada paduan maka cenderung akan menurunkan elongasi paduan yang memberikan sifat *brittle* pada material. Hal ini diakibatkan karena unsur Ag pada paduan bersifat sebagai *solution hardening* dan dapat meningkatkan nilai *work hardening* dan UTS dengan cara merubah struktur martensit dan meningkatkan dislokasi pada kisi kristal. Penambahan unsur Ag mereduksi temperatur transformasi martensit sehingga pembentukan martensit cenderung menjadi lebih tinggi sehingga menghasilkan kegetasan yang tinggi dan berdampak pada modulus elastisitas serta elongasi [29].



Gambar 2.9 Pengaruh Penambahan Ag terhadap Sifat Mekanik Ti-Nb [29]



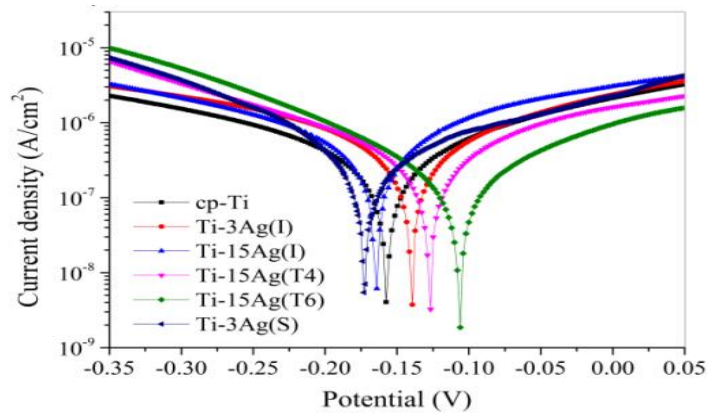
Gambar 2.10 Pengaruh Penambahan Cu terhadap Sifat Mekanik Ti-13Nb-13Zr [32]

Selain itu, penambahan Cu dapat memberikan pengaruh terhadap sifat mekanik yang dapat dilihat pada Gambar 2.10. Melalui penelitian yang dilakukan oleh Yuan *et al.*, (2021) menggunakan paduan Ti-13Nb-13Zr-xCu ($x = 4\%$, 7% , 10% , dan 13%) yang dapat dilihat pada Gambar 2.10, penambahan unsur Cu memberikan pengaruh terhadap peningkatan kekuatan tekan dan kekuatan luluh dari paduan tersebut. Ketika tembaga (Cu) ditambahkan pada paduan Ti-13Nb-13Zr menghasilkan nilai modulus elastisitas 64, 59, 66, dan 76 GPa. Terjadi penurunan nilai modulus elastisitas pada komposisi 4% dan 7% karena Cu

merupakan elemen yang stabil untuk fasa β pada komposisi dibawah 10%. Namun pada komposisi 10% dan 13% terjadi peningkatan nilai modulus elastisitas karena pada komposisi diatas 10% akan terbentuk fasa Ti_2Cu yang menyebabkan peningkatan modulus elastisitas.

2.7 Pengaruh Perak (Ag) dan Tembaga (Cu) Terhadap Ketahanan Korosi

Unsur Ag dan Cu berperan terhadap peningkatan sifat ketahanan korosi. Penambahan Ag dan Cu secara efektif memperbaiki struktur film pasivasi korosi dan karakteristik transfer elektron dari paduan, meningkatkan potensial korosi (E_{corr}) dan mengurangi arus korosi (I_{corr}), sehingga meningkatkan ketahanan korosi dari paduan [30]. Unsur Ti, Cr, Ni, Co, Mn, Cu, Ag, memiliki karakteristik untuk membentuk lapisan oksida padat di permukaan paduan, yang secara efektif mencegah korosi dengan meningkatkan potensial korosi paduan [31]. Pengaruh penambahan Ag terhadap ketahanan korosi dibuktikan melalui penelitian yang dilakukan oleh Chen *et al.*, (2017) menggunakan paduan Cp-Ti dengan variasi penambahan Ag 3% dan 15%. Pada Gambar 2.11, menunjukkan peningkatan komposisi Ag berpengaruh terhadap arus korosi (I_{corr}) dan potensial korosi (E_{coor}). Penambahan unsur Ag menggeser potensial korosi (E_{coor}) ke arah yang lebih tinggi, serta arus korosi (I_{corr}) ke nilai yang lebih rendah dibandingkan dengan cp-Ti (titanium murni). Namun, nilai E_{corr} dari paduan pada komposisi 15% Ag sedikit lebih rendah dan nilai I_{corr} sedikit lebih tinggi daripada paduan Ti-3Ag. Hasil ini menunjukkan bahwa terdapat batas optimal dalam penambahan Ag untuk meningkatkan ketahanan korosi pada paduan Ti-Ag.



Gambar 2.11 Pengaruh Penambahan Ag terhadap Ketahanan Korosi cp-Ti [32]

Selain itu, pada Tabel 2.3 dan Gambar 2.11 menunjukkan pengaruh penambahan Cu terhadap ketahanan korosi. Dengan peningkatan kandungan Cu, potensial korosi paduan Ti-13Nb-13Zr umumnya meningkat, dan arus korosi pada awalnya menurun dan kemudian meningkat. Hasil ini menunjukkan bahwa unsur Cu memberikan pengaruh terhadap ketahanan korosi. Fasa β dan Ti₂Cu memiliki ketahanan korosi yang lebih baik dibandingkan fasa α . Oleh karena itu, peningkatan ketahanan korosi terjadi ketika unsur Cu ditambahkan. Namun, peningkatan kandungan Cu yang berlebihan dapat mengakibatkan kompleksitas struktur retikuler yang dapat meningkatkan terjadinya korosi galvanik dan pembentukan lapisan oksida yang tidak merata, yang pada akhirnya dapat mengurangi ketahanan korosi secara keseluruhan [13].

Tabel 2.3 Parameter kurva polarisasi paduan Ti-13Nb-13Zr-xCu [13]

Paduan	<i>E_{corr}</i> (VSCE)	<i>I_{corr}</i> ($\mu\text{A}\cdot\text{cm}^{-2}$)
Ti-13Nb-13Zr	-0,97	4,06
Ti-13Nb-13Zr-4Cu	-0,56	3,89
Ti-13Nb-13Zr-7Cu	-0,75	2,50
Ti-13Nb-13Zr-10Cu	-0,52	1,23
Ti-13Nb-13Zr-13Cu	-0,40	3,58