

Leghe β

Si possono ottenere $\sigma = 1400 - 1500 \text{ MPa}$ ma sono fragili

La prima lega ad essere stata sviluppata e' stata la

Ti - 13V - 11Cr - 3Al usata per alcune parti del SR-71 Blackbird (3200 km/h)

Tra le nuove leghe β si distingue la **Ti - 10V - 2Fe - 3Al** usata per il carrello del Boeing 777 (-270 Kg)



Leghe α/β (β 10-20%)

Queste leghe a struttura bifasica sono ottenibili bilanciando opportunamente la percentuale degli elementi di lega. Le leghe α/β possono venire rinforzate con una tempra seguita da un invecchiamento

Il trattamento termico che produce la resistenza piu' elevata consiste in un riscaldamento alla massima temperatura consentita dal campo di esistenza delle fasi $\alpha+\beta$ seguito da una tempra e da un invecchiamento a circa 500 C, in questo modo precipitano composti molto duri e piccoli.

Queste leghe sono le piu' usate fra quelle del titanio, infatti offrono resistenze elevate $\sigma = 1400 \text{ MPa}$ e sono saldabili (con particolari accorgimenti).

Tipiche leghe di questa classe sono la

Ti - 6Al - 4V

$\sigma_T = 1200 \text{ MPa}$, $\epsilon = 12\%$



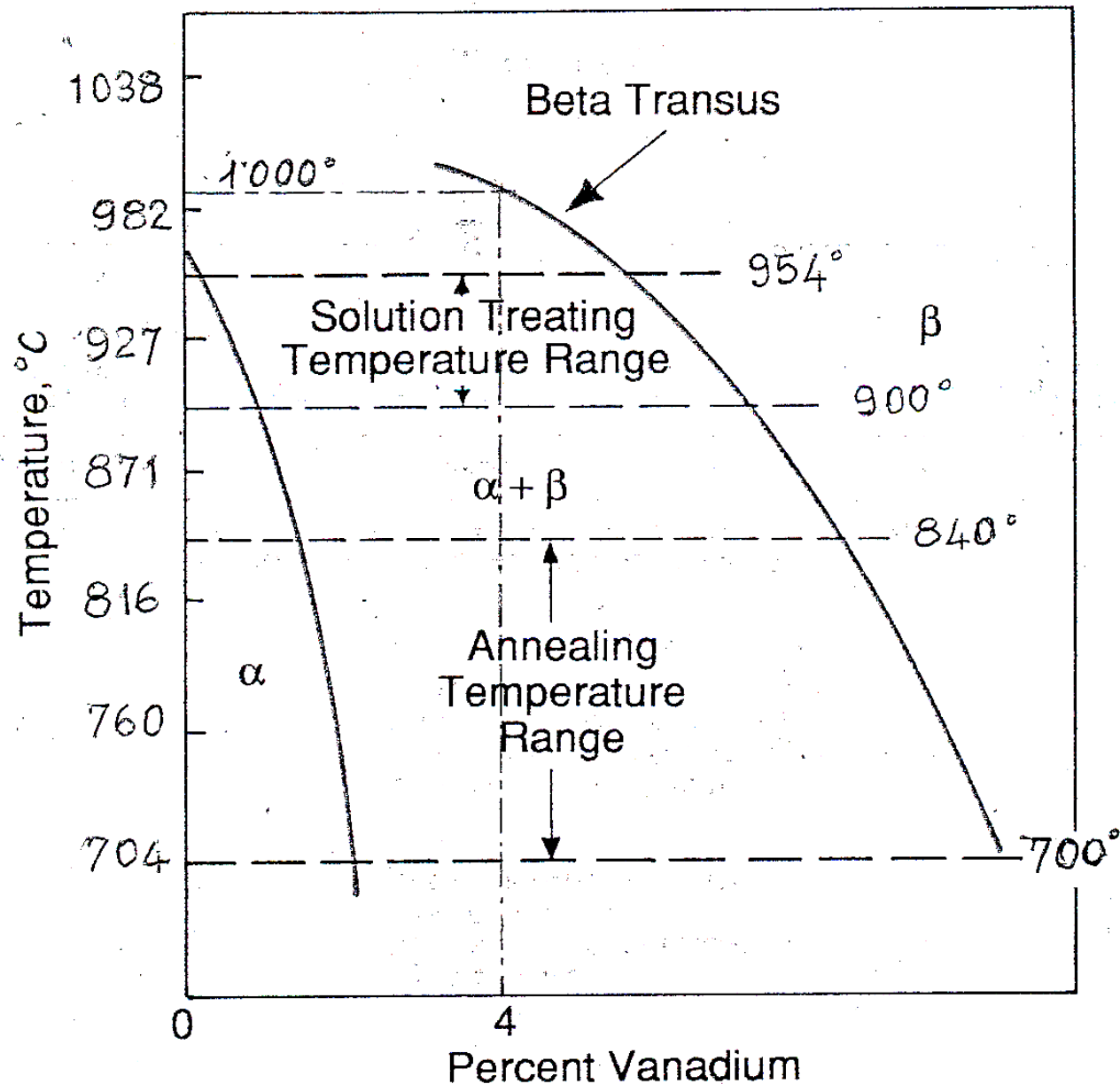


Fig.5 Sezione del diagramma di stato ternario Ti Al V in corrispondenza del 6% di Al.

Quella che è indicata come linea del beta transus è la temperatura minima alla quale nella lega si arriva al 100% di fase beta, e tale valore dipende dal tenore di vanadio presente.

Nel diagramma si può leggere che con il 4% di vanadio la temperatura del beta transus è di circa 1000°C. La esatta conoscenza della temperatura del beta transus è indispensabile per stabilire quali sono le temperature più adatte per il trattamento termico e lo stampaggio a caldo.

La tempra di soluzione da elevata temperatura seguita da un rinvenimento a bassa temperatura (invecchiamento) può migliorare le caratteristiche meccaniche della lega di oltre il 35% rispetto a quelle dello stato ricotto

La temperatura della tempra di soluzione varia da 900°C per le lamiere a 950°C per i tondi ed i pezzi massivi.

Più è alto il campo delle temperature del trattamento termico di soluzione e maggiore è la presenza della fase beta; ciò comporta che la concentrazione del Vanadio quale elemento stabilizzante della fase beta diminuisce

Questa più bassa concentrazione dello stabilizzante fa sì che nel raffreddamento la fase beta diventa instabile e quindi durante la tempra si trasforma in una struttura alfa di tipo martensitico (aciculare) chiamata in inglese "alfa prime".

La microstruttura risultante contiene sia alfa prime che la fase alfa non trasformata chiamata "primary alfa"



La tempra di soluzione da temperatura più alta del beta transus produce la microstruttura che presenta il massimo della resistenza meccanica dopo l'invecchiamento. Tale struttura non è però raccomandabile perché comporta una duttilità molto bassa.



La **tempra di soluzione** è tanto più efficace quanto più è drastica la velocità di raffreddamento.

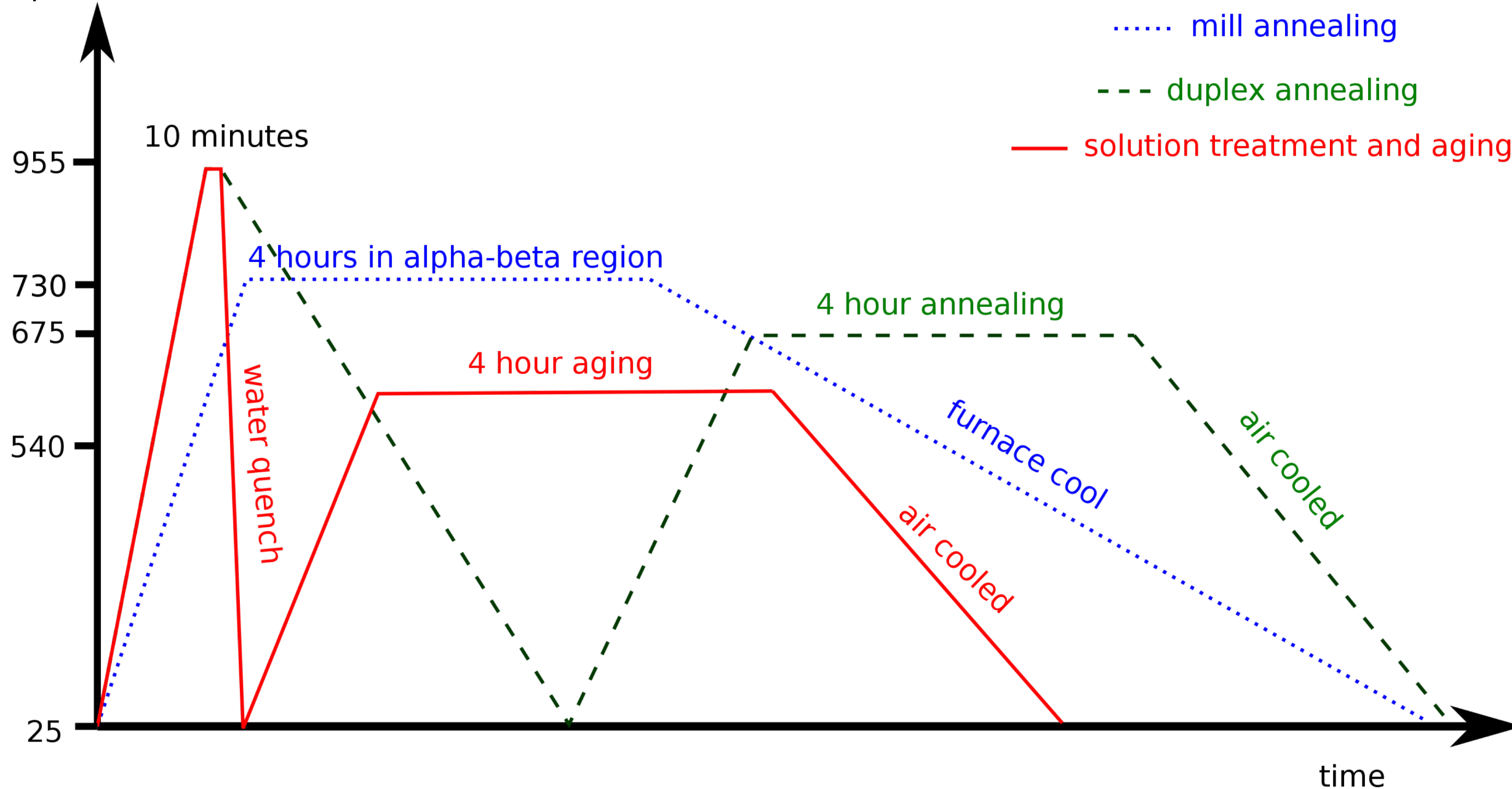
- E' necessario perciò adottare liquidi drastici come l'acqua con vasche molto agitate.
- Il tempo di passaggio dal forno di riscaldamento al bagno di tempra deve essere il più breve possibile; non si devono superare i sette secondi
- Se la tempra non è sufficientemente drastica si forma una fase intermedia chiamata fase omega che produce fragilità inaccettabile nella lega. Per evitarla oltre ad aumentare la velocità di tempra occorre fare subito un invecchiamento a 425°C che tende a trasformarla in alfa prime

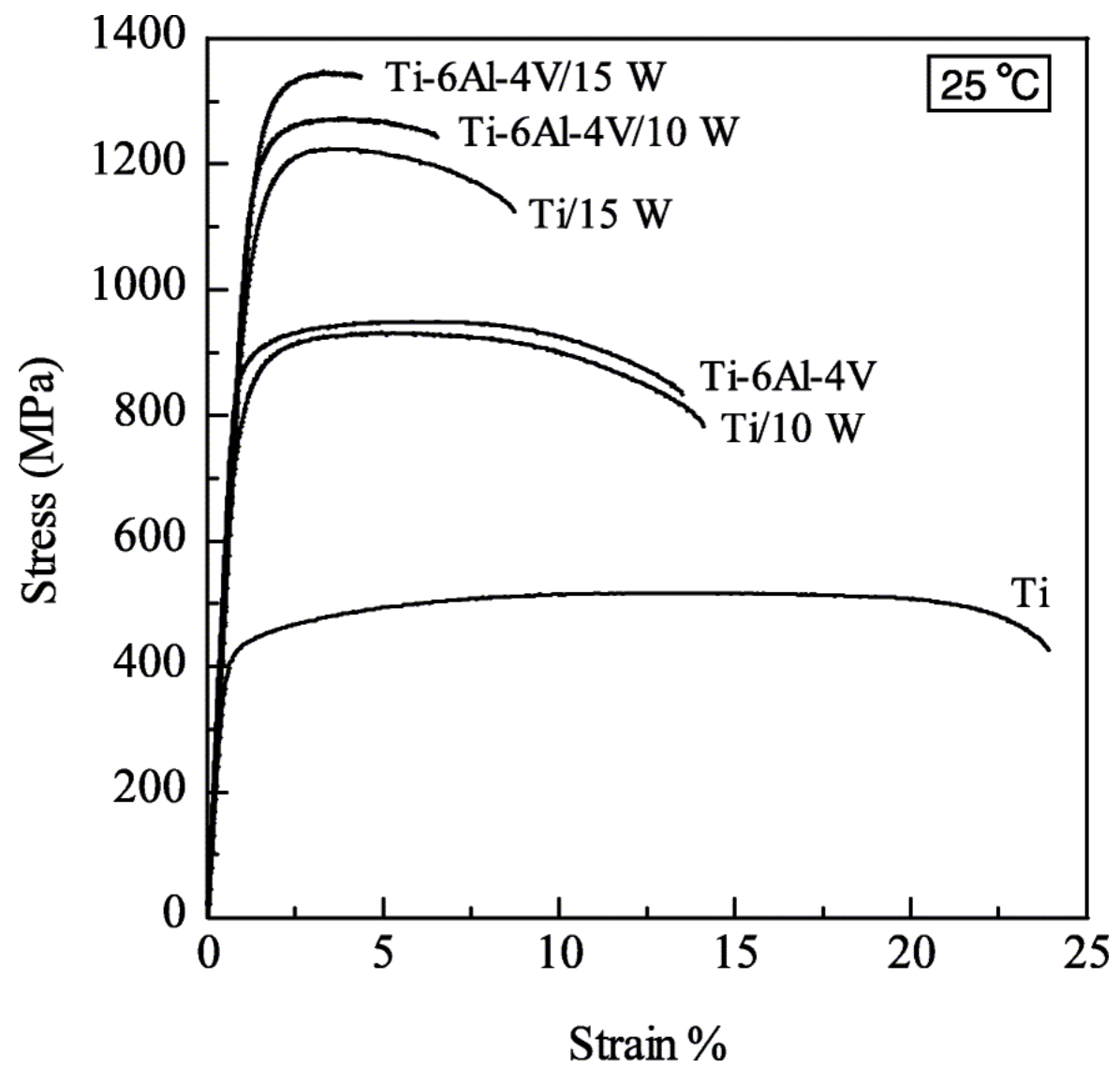
-La temperatura dell'**invecchiamento** va da 425°C a 650°C per tempi variabili da 4 a 8 ore.

- L'invecchiamento è essenzialmente un processo di indurimento per precipitazione, dipende quindi dal tempo e dalla temperatura
- L'invecchiamento completa inoltre la decomposizione della fase beta soprassatura.

Il massimo delle caratteristiche meccaniche, lo si ottiene a temperature intorno ai 500°C .

Temperature °C





Titanium Alloys

One of the reasons for the interest in beta titanium alloys in general and Ti-15Mo specifically is the lower modulus of elasticity, or lower stiffness. Until very recently, the titanium alloys used for high strength orthopaedic applications have been limited to alpha-beta alloys. Alpha-

beta alloys like Ti-6Al-4V (ASTM F 1472), Ti-6Al-4V ELI (ASTM F 136), and Ti-6Al-7Nb (ASTM F 1295) are the standards for biocompatibility, corrosion resistance, and fatigue strength, with annealed yield strength minimums of 795 to 860 MPa (115 to 125 ksi) [6,7,8]. However, there are orthopaedic applications that could benefit from a lower modulus of elasticity than those provided by the alpha-beta titanium alloys. In the early 1990s, beta titanium alloys had this potential in the solution annealed condition, depending on composition, so medical device manufacturers had to choose between commercially available low modulus alloys that needed biocompatibility testing or private development of new biocompatible alloys that would meet their low modulus requirements. At least two such proprietary alloys proceeded to actual application in orthopaedic devices, which received FDA approval for marketing and eventually became ASTM implant material specifications. Those two proprietary alloys are ASTM F 1713 (Ti-13Nb-13Zr), published in 1996, and ASTM F 1813 (Ti-12Mo-6Zr-2Fe), published in 1997, having annealed minimum yield strengths of 345 and 897 MPa (50 and 130 ksi), respectively [9,10]. The non-proprietary beta titanium alloy chosen for orthopaedic implant applications became the ASTM F 2066 standard (Ti-15Mo), with a minimum annealed yield strength of 483 MPa (70 ksi) [5]. Table 1 gives a comparison of the modulus of elasticity and the ASTM specification minimum mechanical properties for each of these alloys in the annealed condition.

Titanium Alloys

TABLE 1—*Mechanical properties for selected ASTM material specifications.*

Alloy Designation	Condition / Microstructure	Elastic Modulus, GPa (msi)	ASTM Standard	Ultimate Tensile Strength, min. MPa (ksi)	Yield Strength (0.2 % offset), min. MPa (ksi)	Elongation in 4D, min. %	Reduction of Area, min. %
Ti-6Al-4V ELI	Annealed / Alpha + Beta	98.4 (14.3) [2]	F 136	860 (125)	795 (115)	10	25
Ti-6Al-4V	Annealed / Alpha + Beta	110 (16) [11]	F 1472	930 (135)	860 (125)	10	25
Ti-6Al-7Nb	Annealed / Alpha + Beta	99.9 (14.5) [2]	F 1295	900 (130.5)	800 (116)	10	25
Ti-15Mo	Annealed / Beta	77.7 (11.3) [2]	F 2066	690 (100)	483 (70)	20	60
Ti-13Nb-13Zr	Annealed / Beta	64–77 (9.3–11.2) [12]	F 1713	550 (80)	345 (50)	15	30
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	Annealed / Beta	74–85 (10.7–12.3) [13]	F 1813	931.5 (135)	897 (130)	12	30

Table 2. Specified titanium alloys.

Composition (mass%)	Type	UNS	ASTM	ISO
Ti-3Al-2.5V	$\alpha + \beta$	R56320	ASTM B 348	—
Ti-5Al-2.5Fe	$\alpha + \beta$	—	—	ISO 5832-10
Ti-6Al-4V	$\alpha + \beta$	R56400	ASTM F 1472	ISO 5832-3
Ti-6Al-4V ELI	$\alpha + \beta$	R56401	ASTM F 136	ISO 5832-3
Ti-6Al-7Nb	$\alpha + \beta$	R56700	ASTM F 1295	ISO 5832-11
Ti-15Mo	β	R58150	ASTM F 2066	—
Ti-13Nb-13Zr	β	R58130	ASTM F 1713	—
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	β	R58120	ASTM F 1813	—
Ti-45Nb	β	R58450	AMS 4982	—
Ti-35Nb-7Zr-5Ta	β	R58350	—	—
Ti-55.8Ni	Metallic compound	—	ASTM F 2063	—

Titanium Alloys

The Need for High-Strength Titanium Alloys in Orthopaedic Applications

There are orthopaedic implant applications that are more concerned with higher strength than lower modulus. In orthopaedic applications where physical size or higher stiffness, or both, are dominating design features, a biocompatible metallic material is needed that has substantially higher strength than annealed metallic materials can provide. In the past, one might be forced to consider a high-strength, cold-worked stainless steel implant alloy or a cold-worked and age-hardened cobalt-base implant alloy. The users, physicians performing the surgical procedures, prefer titanium alloys, not only for the superior biocompatibility and corrosion resistance, but also for the clarity of magnetic resonance and radiographic images of implanted devices. Although several orthopaedic industry segments may find applications for a high strength, moderate stiffness, titanium implant alloy (such as a component in a total knee system, a component in a total hip system, a substrate for a high-hardness articulation coating, or a very high strength pin or wire), a definite field of application exists in the spinal fixation segment of the industry.

A high-strength titanium material permits the design of lower profile, smaller components for spinal fixation. Benefits include: less protrusion of the implanted device, smaller incisions or minimally invasive surgical techniques, and less vertebral bone removal or contouring, without compromising spinal construct strength and rigidity. Spinal rods, connectors, screws, hooks, plates, and discs are all possible high-strength titanium alloy candidates. The photographs displayed in this paper depict the evolution of spinal fixation implant design for one company, using ASTM F 136 (Ti-6Al-4V ELI) almost exclusively for all components of every implant system (Fig. 1). The size of the components and the resulting implant profile have been reduced dramatically with each iteration, while maintaining or increasing the accepted competitive standard for component and construct static and fatigue strength, using accepted spinal device test methods described in ASTM F 1798, F 2193, and F 1717 (see Fig. 2) [14,15,16]. Anticipating that spinal fixation devices will continue to evolve to even smaller dimensions, the titanium alloy that will be used must be substantially stronger than ASTM F 136, or age hardened Ti-6Al-4V (ASTM F 1472). The highest strength possible, with acceptable ductility, from Ti-15Mo (ASTM F 2066) became the objective for this product and process development program.

Titanium Alloys

Beta titanium alloys, as well as alpha-beta titanium alloys, can achieve increases in strength by various mechanical and thermal treatments. In general, beta titanium alloys have a more robust response to thermal processing, or cold work and thermal processing, than alpha-beta titanium alloys. The initial goal, knowing the capability of some commercial beta titanium alloys, was to roughly double the yield strength available from the popular alpha-beta implant alloy **ASTM** F 136 (Ti-6Al-4V ELI). Therefore, the specification “aims” became 1379 MPa (200 ksi) minimum yield strength, 1448 MPa (210 ksi) minimum tensile strength, 6 % minimum elongation, and 18 % minimum reduction of area. The highest strength thermal treatments available for the more responsive and popular alpha-beta alloy, F 1472 (Ti-6Al-4V), could not come close to these goals. When considering the proven biocompatible beta titanium alloys available for process development to maximize strength, based upon the information in their respective **ASTM** standards, there were only three to choose from, and only one of them, Ti-15Mo (**ASTM** F 2066), was not a proprietary alloy assigned to a medical device manufacturer. As stated above, others have contributed an excellent foundation of research and test results for Ti-15Mo alloy in the annealed condition. This paper describes the development work and results achieved in obtaining high strength Ti-15Mo alloy bar and rod products suitable for highly stressed orthopaedic implant applications.

Il titanio commercialmente puro

Ci sono sei tipi di titanio commercialmente puro (CP) ed ognuno contiene una diversa quantità di impurezze; *il titanio CP "Grade 1" è il più puro.*

In generale, sono solo tre le tipologie di maggior rilievo queste contengono dal 99.01% al 99.5% di titanio, più piccole quantità di Fe, C, H₂, N₂ ed O₂. Tali elementi sono presenti normalmente in forma residuale e non hanno un effetto significativo sulle proprietà meccaniche; quindi, in senso stretto, il titanio CP è una lega di titanio e di elementi interstiziali.

Un tipo contiene da 0.15% a 0.20% di Pd per migliorare la resistenza agli ambienti debolmente riducenti, come **acido solforico ed acido cloridrico** diluiti.

Generalmente, il Ti non legato è utilizzato in applicazioni in cui si desidera un'ottima resistenza a corrosione ed in cui l'alta resistenza non è un fattore determinante. Nel titanio CP, inoltre, l'O₂ funziona da rinforzante controllato: la resistenza aumenta se aumenta la quantità di O₂ all'interno di un range controllato, poiché troppo O₂ produce un infragilimento del materiale.

Il titanio commercialmente puro:
Tenore massimo delle impurezze

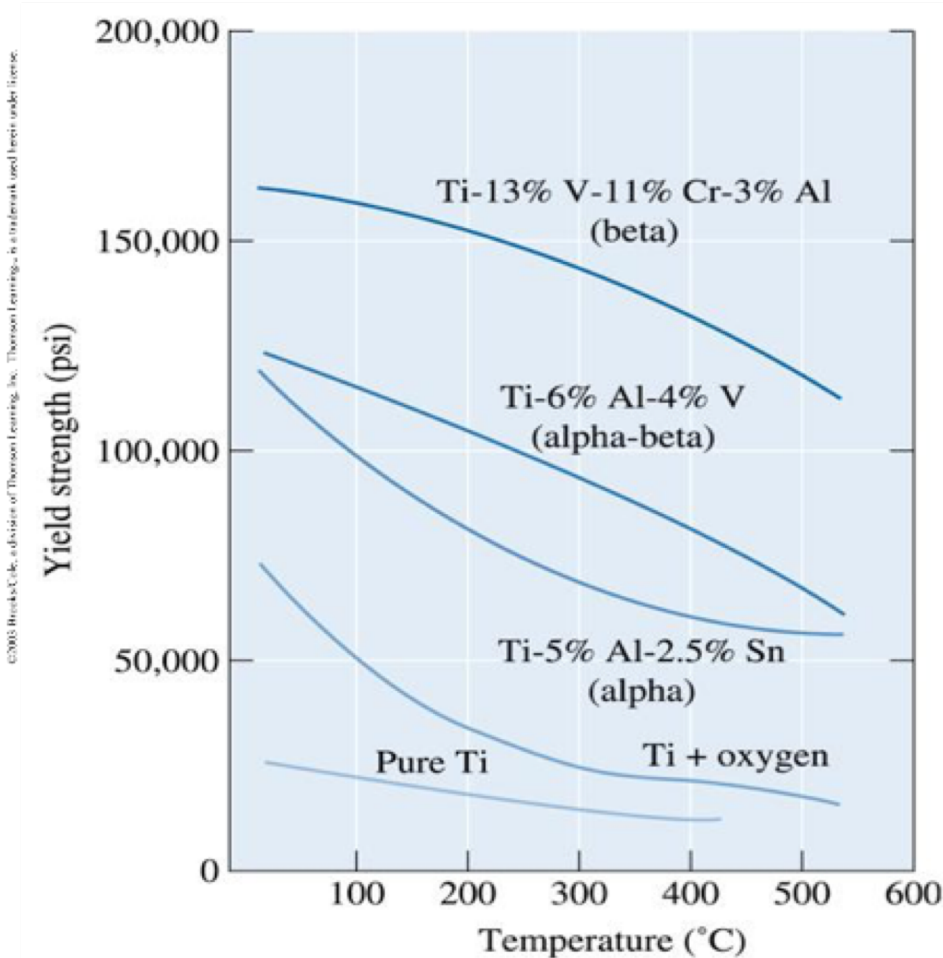
	N	C	H	Fe	O
Grado 1	0.03	0.10	0.015	0.2	0.18
Grado 2	0.03	0.10	0.015	0.3	0.25
Grado 3	0.05	0.10	0.015	0.3	0.35
Grado 4	0.05	0.10	0.015	0.5	0.40

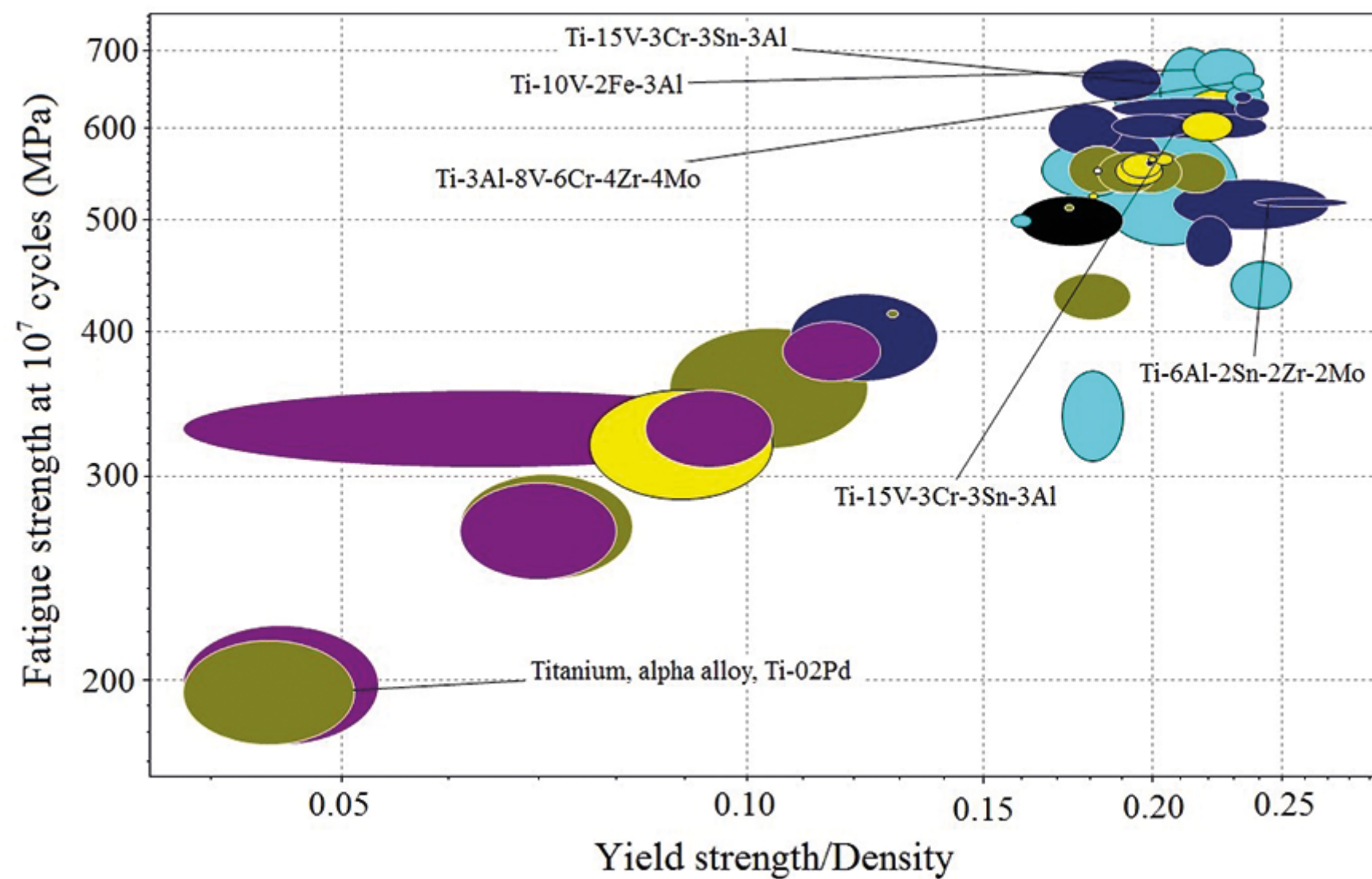
$$\%O_{equiv} = \%O + 2.0\%N + 0.67\%C$$

TABLE 13-9 ■ Properties of selected titanium alloys

Material	Tensile Strength (psi)	Yield Strength (psi)	% Elongation
Commercially pure Ti:			
99.5% Ti	35,000	25,000	24
99.0% Ti	80,000	70,000	15
Alpha Ti alloys:			
5% Al-2.5% Sn	125,000	113,000	15
Beta Ti alloys:			
13% V-11% Cr-3% Al	187,000	176,000	5
Alpha-beta Ti alloys:			
6% Al-4% V	150,000	140,000	8

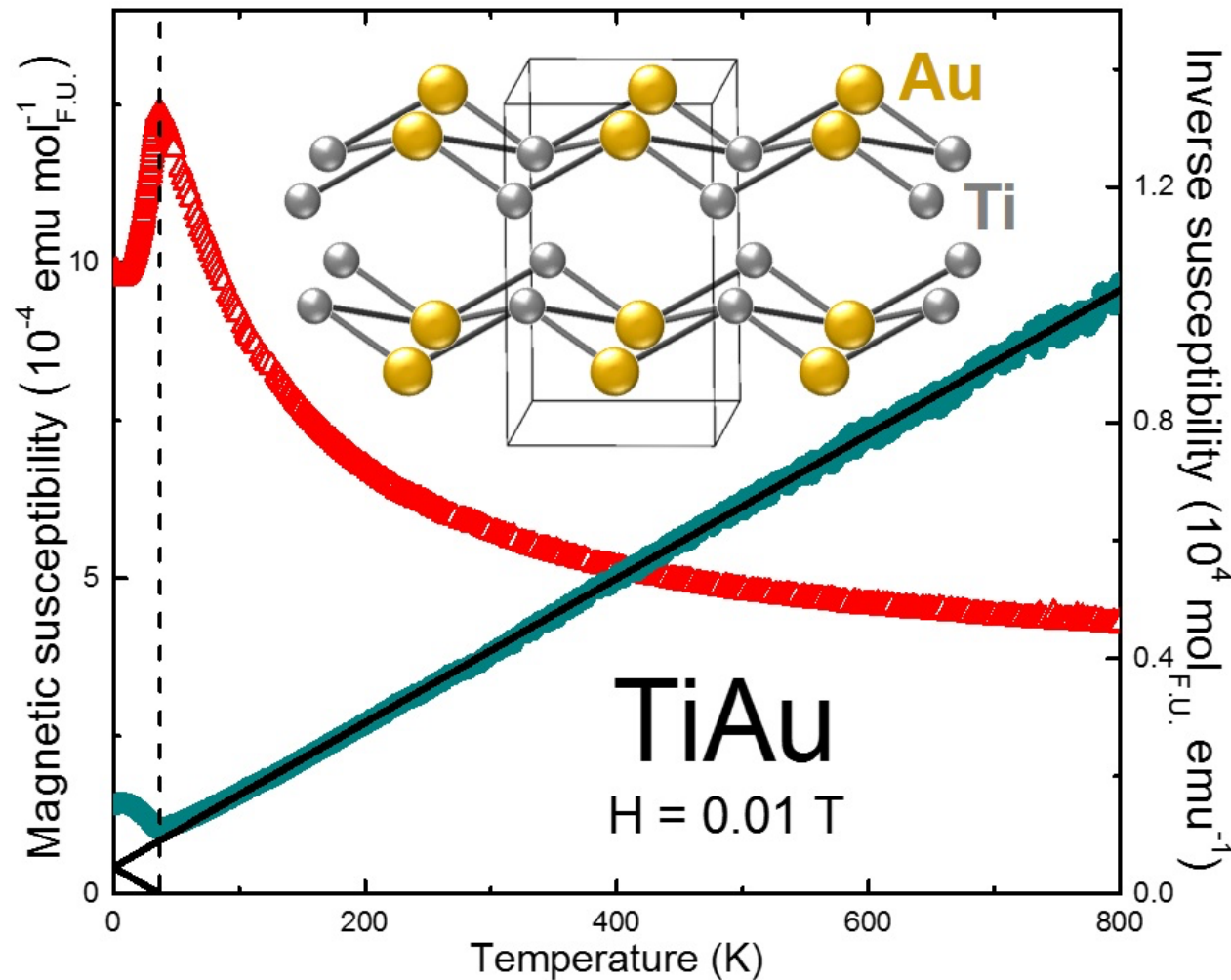
The effect of temperature on the yield strength of selected titanium alloys.





Leghe Ti-Au

In the best traditions of great scientific advances, the discovery of the hardness properties of β -Ti₃Au was an accident. The team was conducting experiments on making magnetic substances from nonmagnetic materials. Testing various ratios of titanium to gold in these experiments led to beta Ti₃Au being discovered. The alloy has probably been made by accident before (all it requires is a far hotter melting process than normal), but Morosan's team (RICE University – 2016) is the first to observe its unique properties.



Ti and Au are usually not magnetic and cannot be magnets – unless you combine them.

TiAu is not the kind of magnet one would stick to a refrigerator. **Magnetic order only appears in TiAu when the metal is cooled to 36 kelvins (-273 C)**



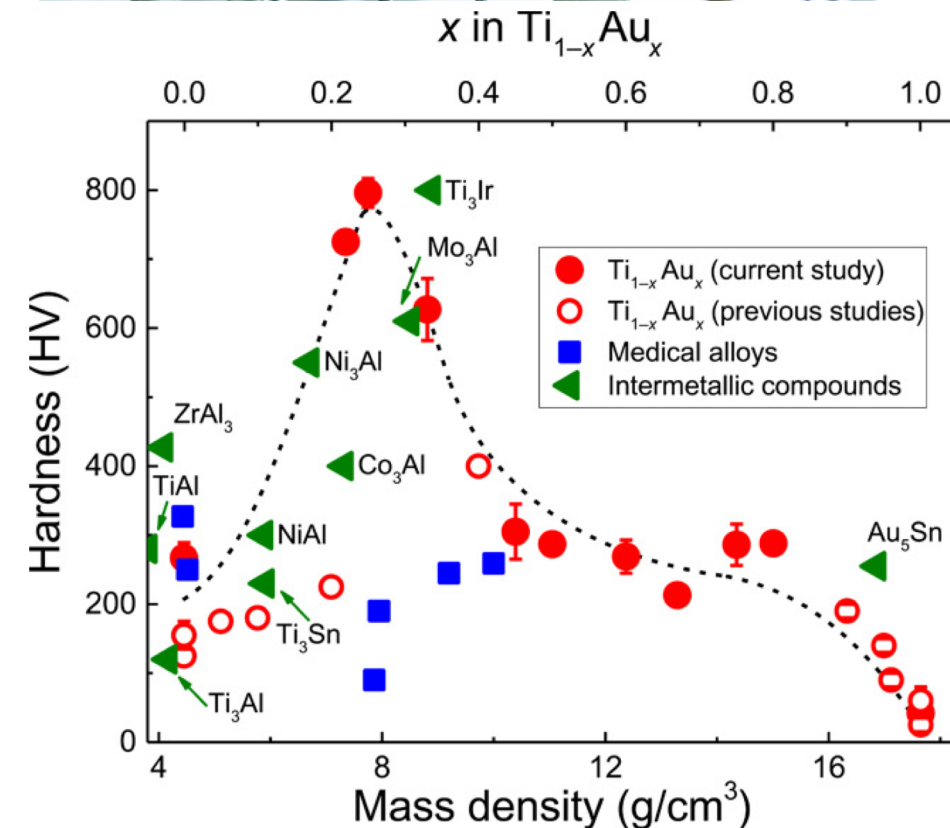
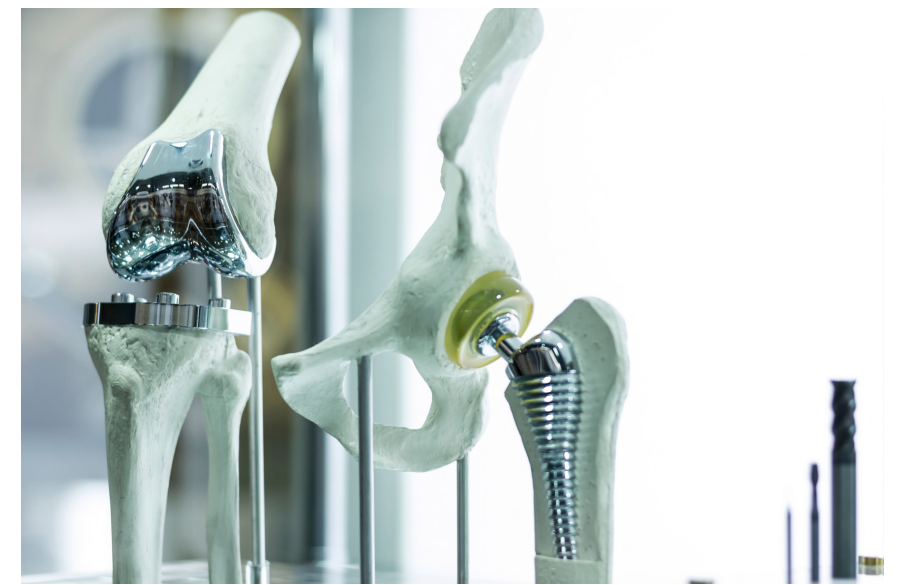
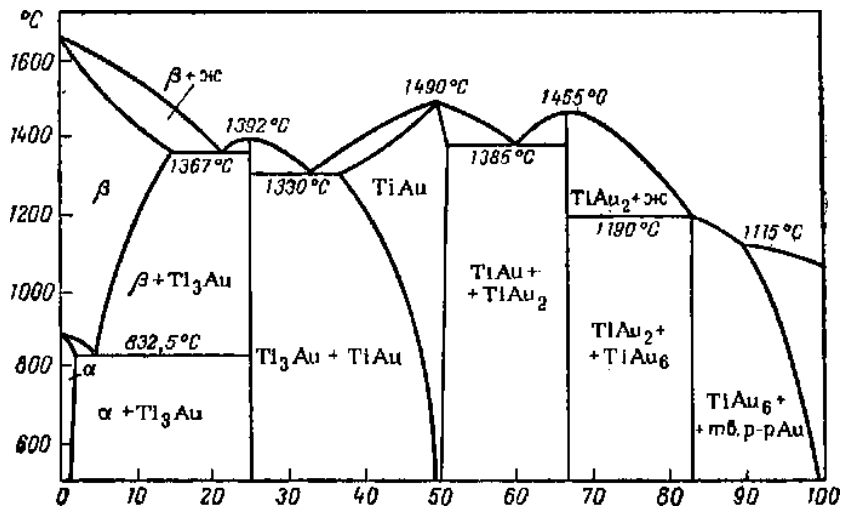
•Titanium coated steel blade

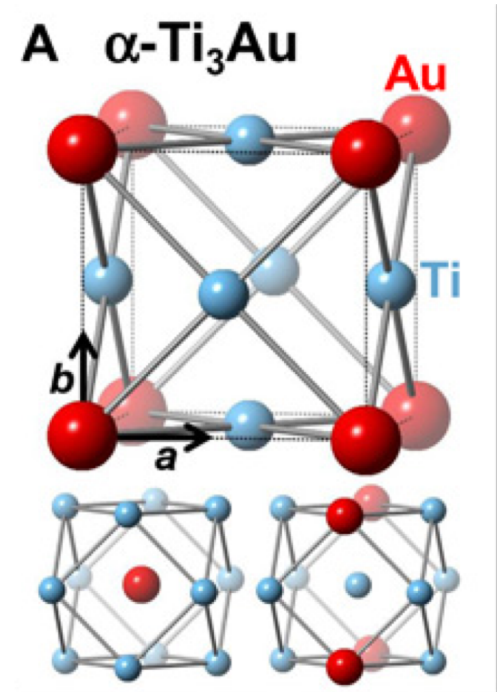


Leghe Ti-Au

Titanium is as strong as steel but 45% lighter, and twice as strong as aluminum but only 60% heavier. *Unfortunately hardness is not good enough.*

Previously, a twofold increase in hardness has been achieved by alloying Ti with Cu or Ag. This finding suggests that Au is a suitable alloying candidate to increase the hardness in Ti binary alloys, given its nearly twofold density increase over Cu or Ag.

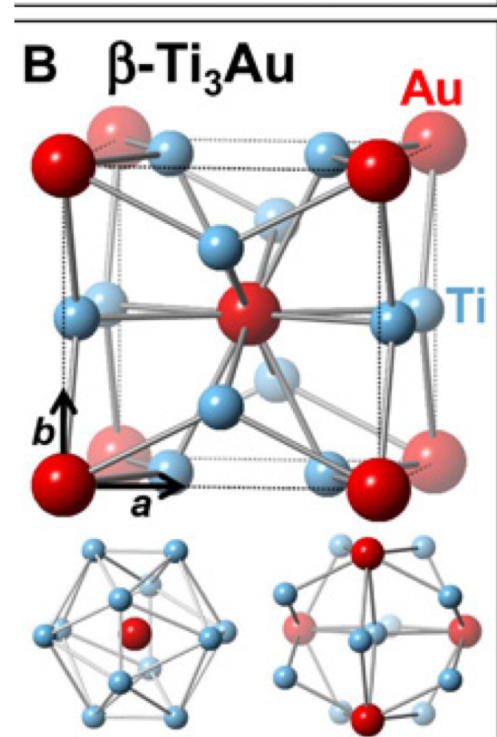




Ti₃Au has significantly enhanced hardness while preserving its biocompatibility.

The only other intermetallic compound with a similar hardness value is **Ti₃Ir**, the biocompatible properties of which remain unknown

Ti₃Au forms in two cubic crystal structures: **α -Ti₃Au** and **β -Ti₃Au**. **β -Ti₃Au** has higher hardness, considering the Ti coordination and its Ti–Au bond length $d_{\text{Ti–Au}} = 2.84 \text{ \AA}$ being shorter than that of the α -Ti₃Au phase [$d_{\text{Ti–Au}} = 2.93 \text{ \AA}$]



β -Ti₃Au has a coefficient of friction that is four times less than titanium.

Hardness is good but toughness is low therefore a 2 phases materials (α -Ti) will be used

Alluminio Vs Titanio

Si consideri l'esempio che riguarda il risparmio ottenuto nei costi di gestione di un Boeing 747 nel quale sono stati sostituiti particolari in lega di alluminio con altri in lega di titanio; per rendere più evidente il caso i calcoli sono riferiti ad una differenza di peso di 1 kg. Le altre condizioni di calcolo sono specificate di seguito:

costo della lega di alluminio 6,00 \$/kg

costo della lega di titanio 44,00 \$/kg

differenza di costo tra lega di alluminio e lega di titanio (per ogni kg) 38,00 \$

costo del carburante (kerosene) 0,20 \$/kg

peso medio del Boeing 747 a metà strada della tratta Londra-New York 280.000 kg

consumo medio di combustibile 11.000 kg/h

ore di volo nella vita operativa dell'aereo (20 anni a 4000 ore di volo/anno) 80.000 h

combustibile consumato durante la vita dell'aereo 880.000.000 kg

costo del combustibile 176.000.000 \$

costo del combustibile per ogni kg di peso trasportato 628 \$