



Développement de nouveaux alliages de titane biomimétiques pour applications médicales

**P. Laheurte¹, W. Elmay¹, F. Prima², T. Gloriant³, B. Pietrowski⁴, A A. Baptista⁴, E. Patoor¹*

¹LEM3 / Université de Lorraine –

²LSCM/ENSCParis

³CM/INSA Rennes

⁴Faculté de chirurgie dentaire Nancy
AMF NiTi France
Nimésis technology

4 Équipes scientifiques

2 Partenaires industriels

**P. Laheurte*

Université de Lorraine / IUT de Moselle-Est – Département Science et Génie des Matériaux – Forbach

Biomatériaux métalliques

Nombreux domaines d'application

Implantologie

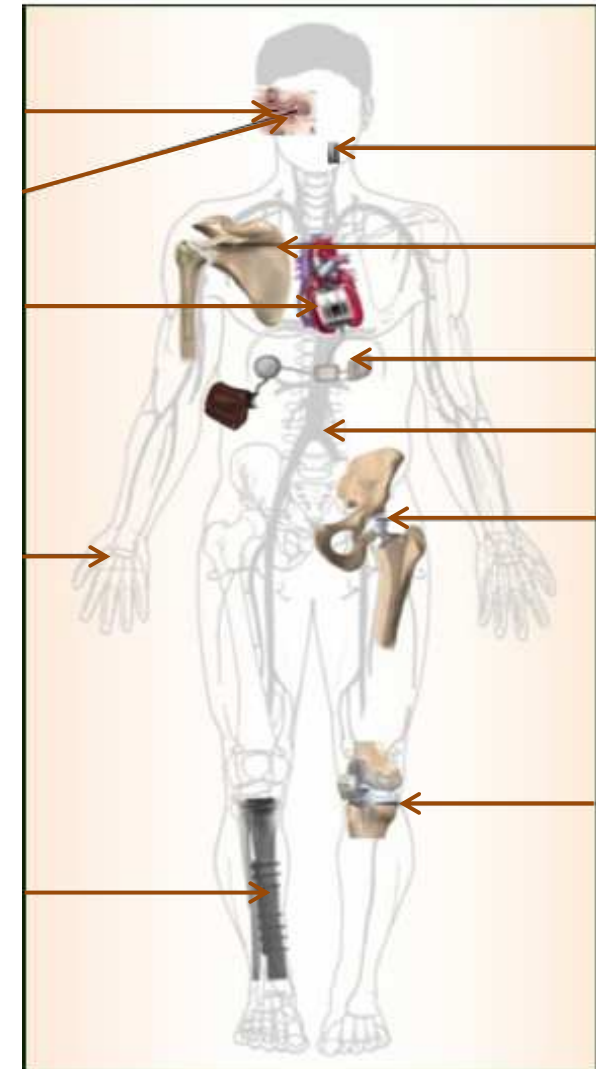
- Chirurgie dentaire
- Chirurgie orthopédique
- ...

Dispositifs fonctionnels

- Ostéosynthèse
- Orthodontie
- Chirurgie cardiovasculaire (stent, instrumentations ...)

Enjeux sociétale et économique

- ❖ A l'échelle mondiale
 - 5% de la population sont porteurs d'implants
 - 50 milliard d'euros (2009)
- ❖ En France
 - 1,6 millions porteurs d'implants en France



Vieillessement de la population

(>21% de la population âgés de plus 65 ans en 2020)

Augmentation de
l'espérance de
vie

&

Exigence du
confort

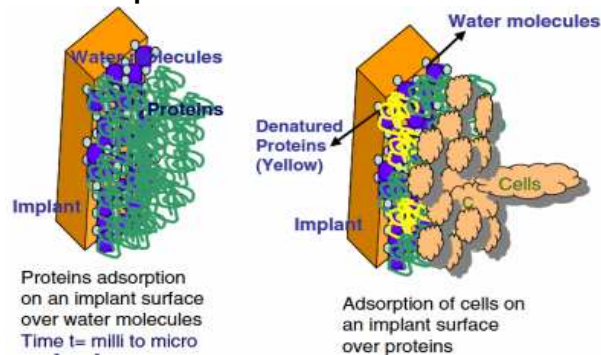


Améliorer la durabilité et la fonctionnalité des implants

Facteurs à considérer

Interactions biologiques

Implants / tissus vivants



Réponse biologique

Interactions mécaniques

Os / implant

- Géométrie de l'implant
- Propriétés du biomatériau

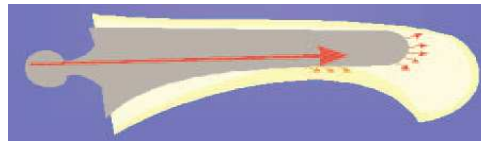


Réussite de la pose d'un implant

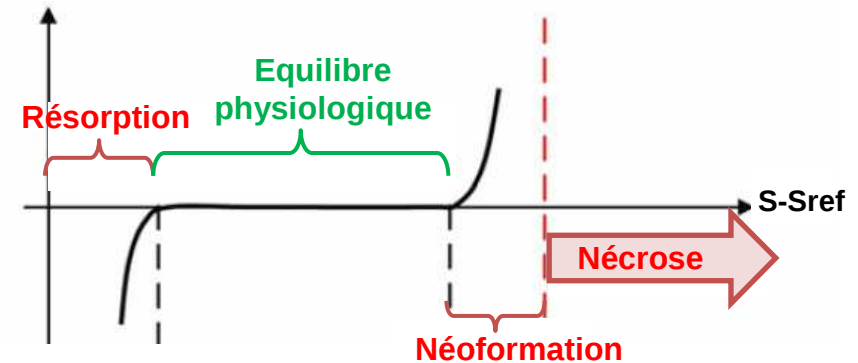
Configuration
physiologique



Configuration
post-opératoire



Bone density
variation



*Répartition des contraintes différentes due
aux différences de propriétés élastiques
os/implant*

Comportement évolutif de l'os -Loi de Wolff

Eviter le phénomène du
"Stress shielding"



Favoriser
l'ostéointégration

Concevoir un matériau **mécaniquement biocompatible**

Les métaux et alliages métalliques actuellement utilisés :

■ Titane pur (T40)

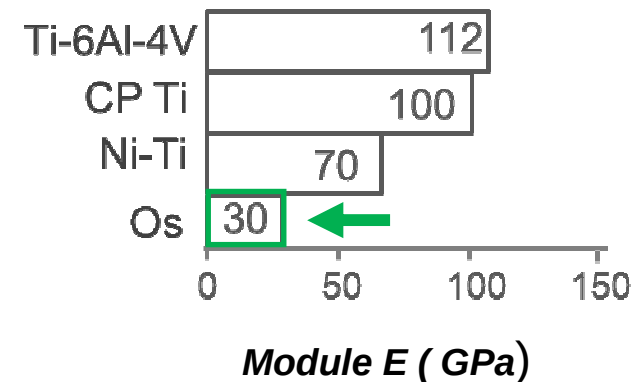
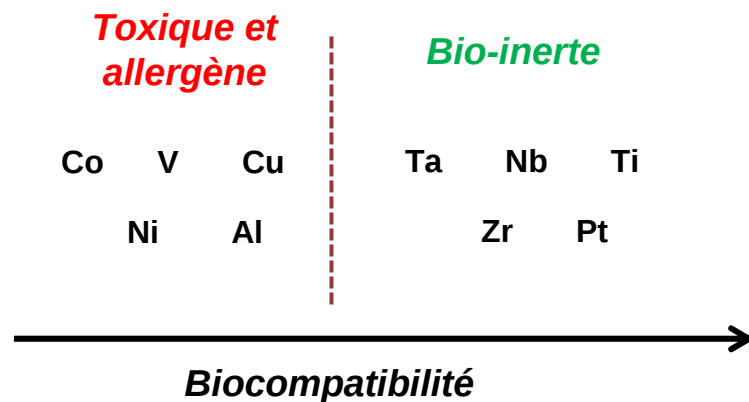
- Bonne résistance à la corrosion
- Biocompatible
- Module élastique élevé (100GPa)

■ Alliage TA6V

- Ratio résistance/densité
- V et Al : éléments toxiques
- Module élastique élevé (110 GPa)

■ Alliages Ni-Ti

- Propriétés superélastiques (large panel d'applications)
- Ni : élément allergène
- Difficulté de mise en forme



Utilisation d'éléments exclusivement bio-inertes

Module élastique proche de celui de l'os



Proposer une alternative à ces alliages

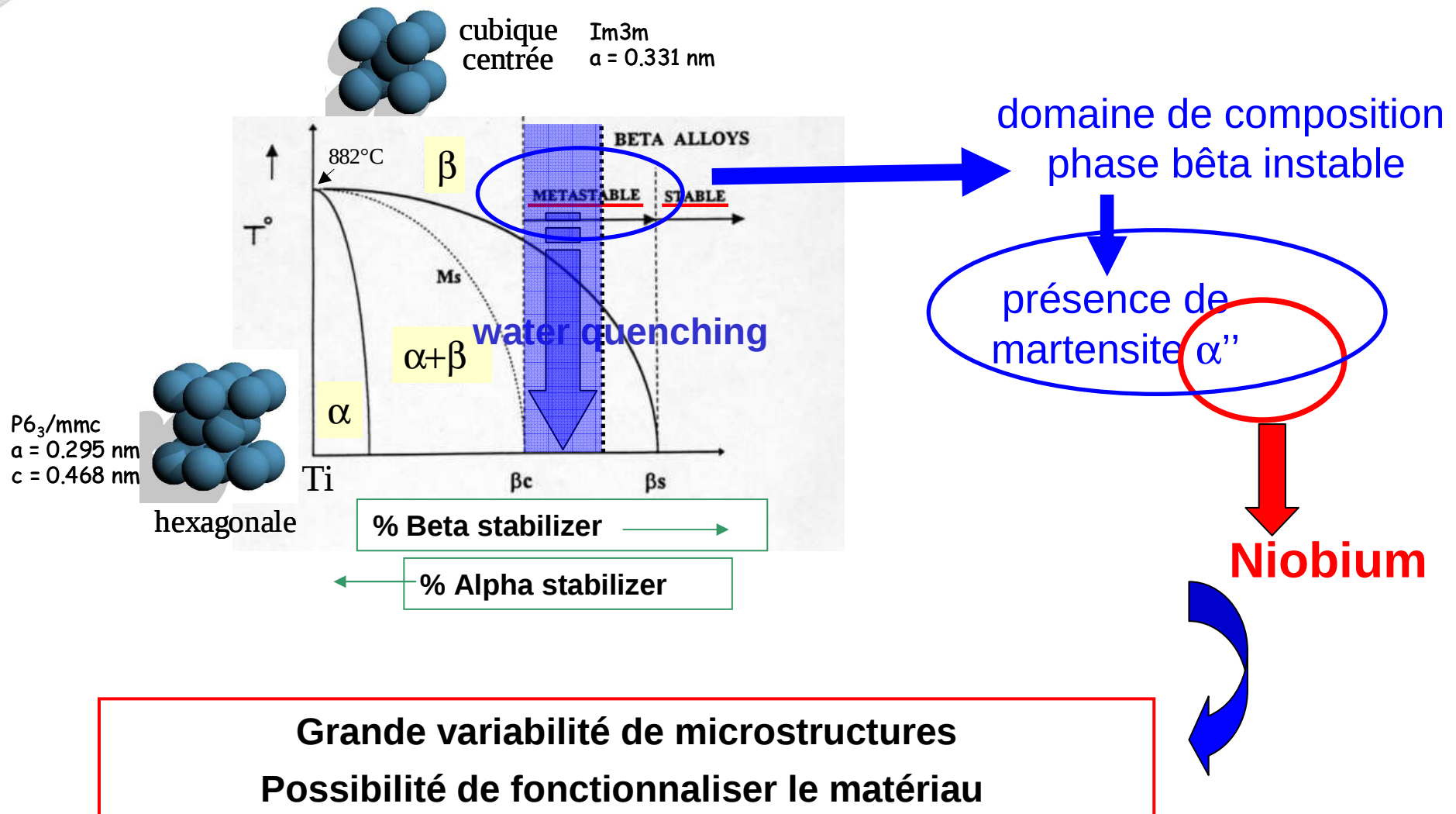


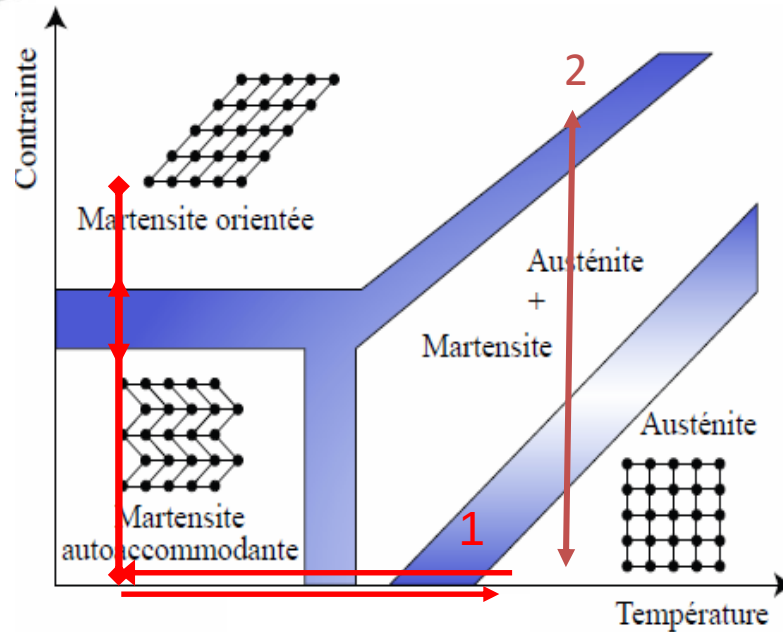
Développer de nouveaux alliages de titane fonctionnels présentant des propriétés biomimétiques

Plan de l'exposé

- I. Alliages étudiés
- II. Fonctionnalisation du comportement
- III. Mécanismes de déformation
- IV. Modélisation du monocristal
- V. Application : implant dentaire

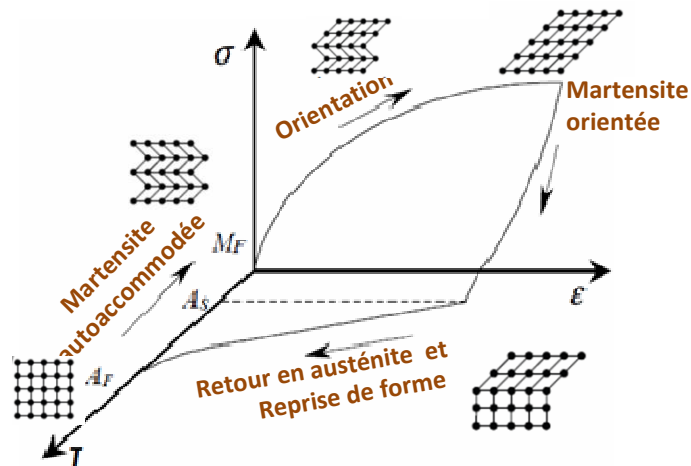
I. Alliages étudiés





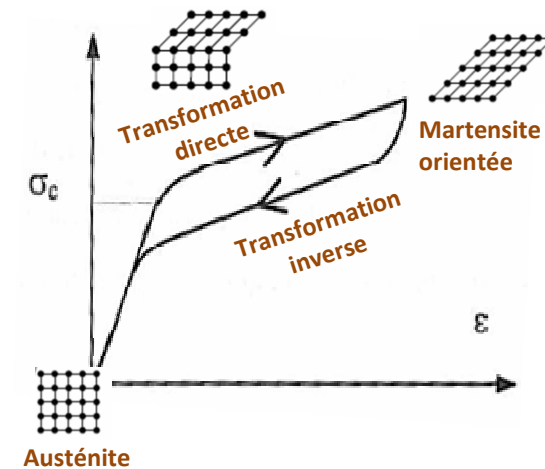
Ti-24Nb

Trajet 1 Effet mémoire de forme



Ti-26Nb

Trajet 2 Superélasticité

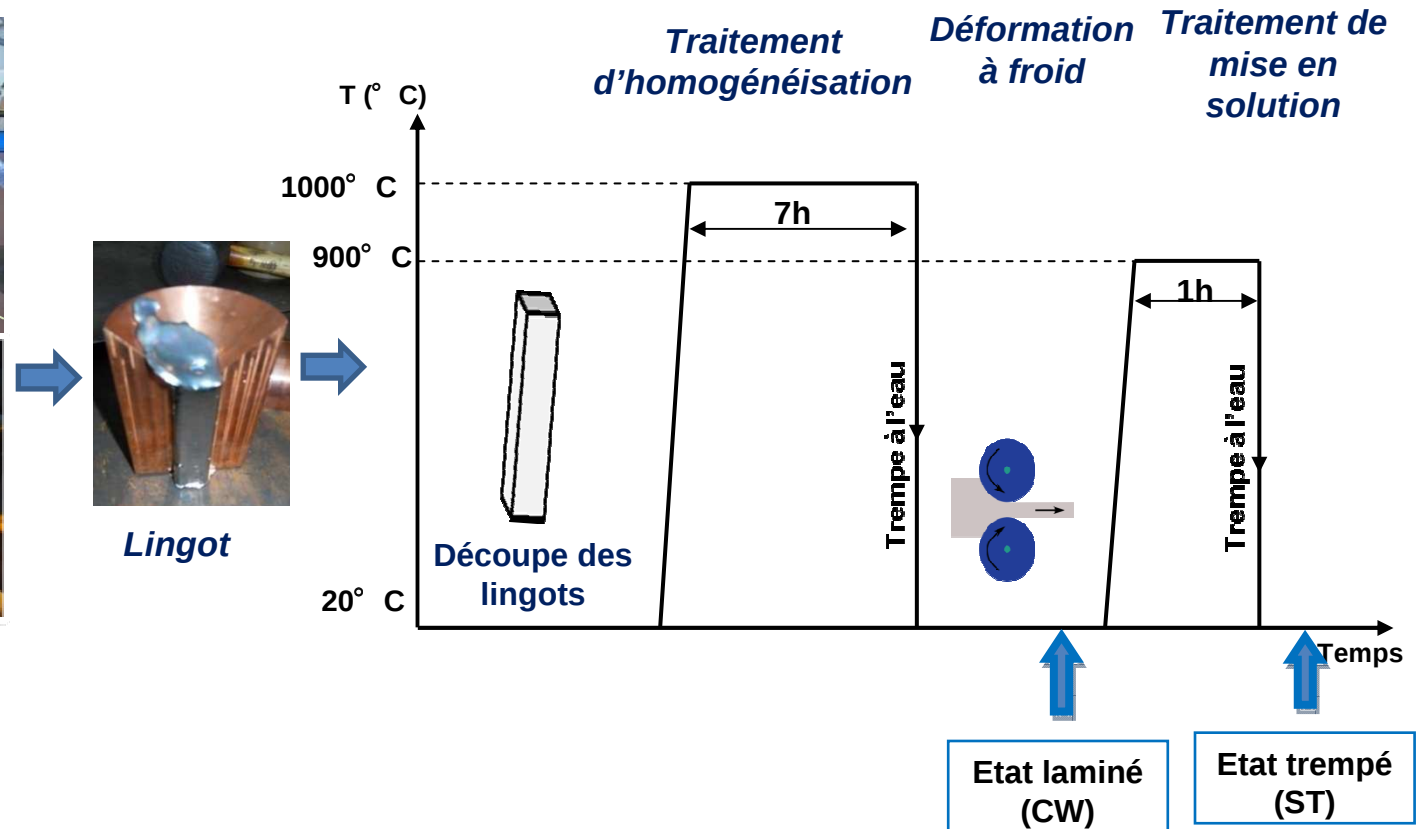


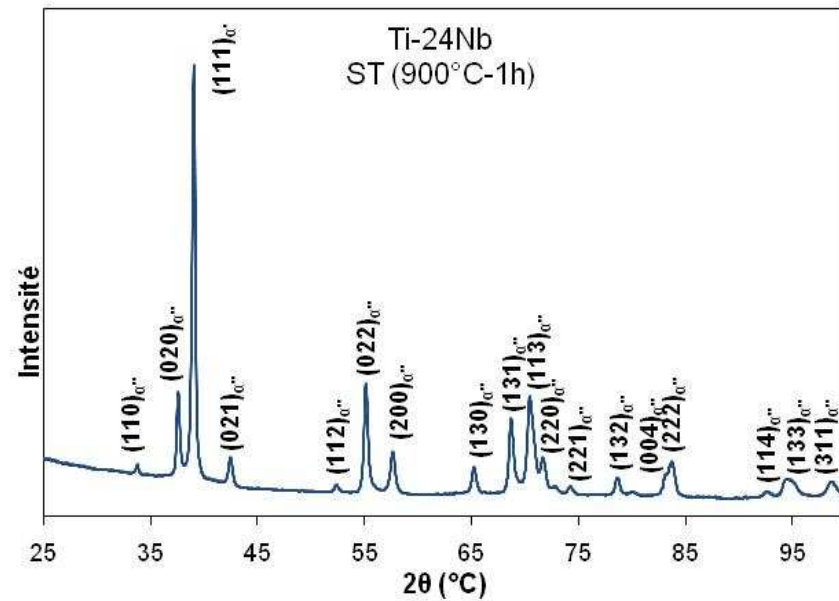
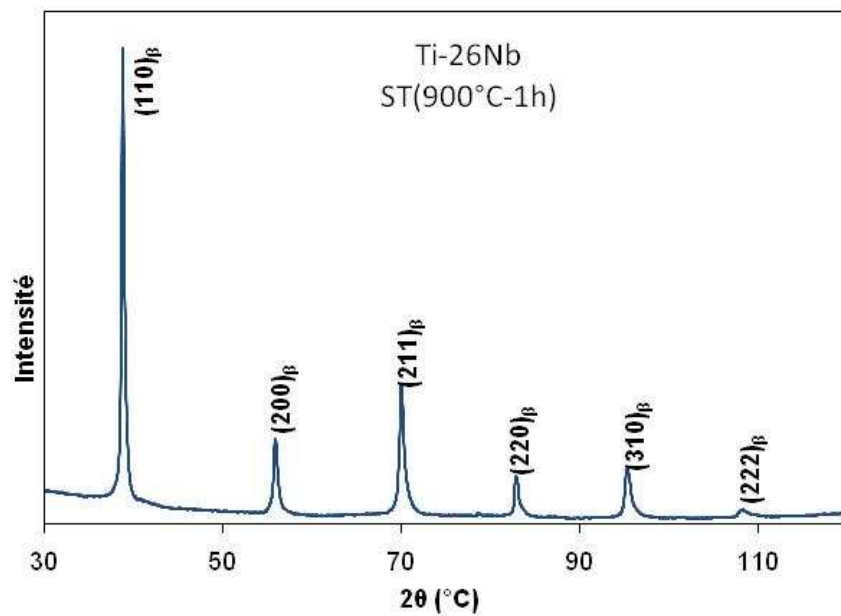
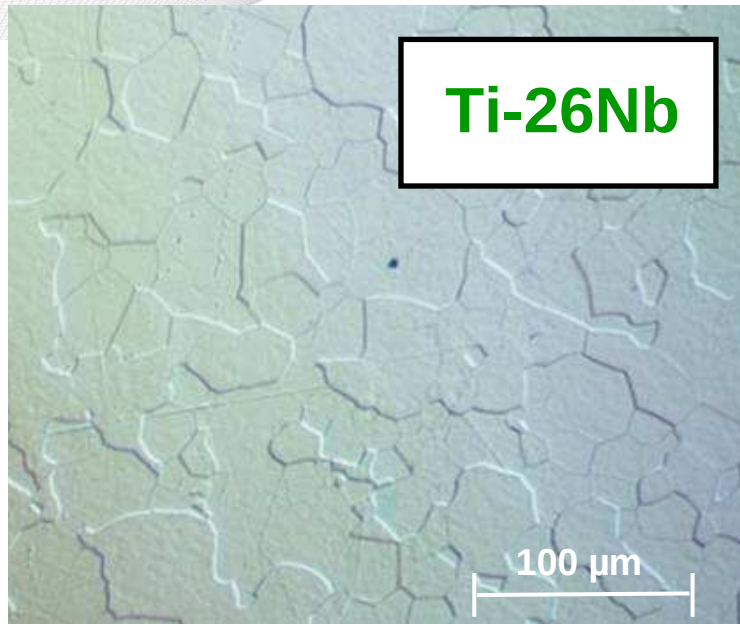
Les alliages retenus Ti-Nb (Zr, O, N, Si)

Elaboration et traitements thermomécaniques

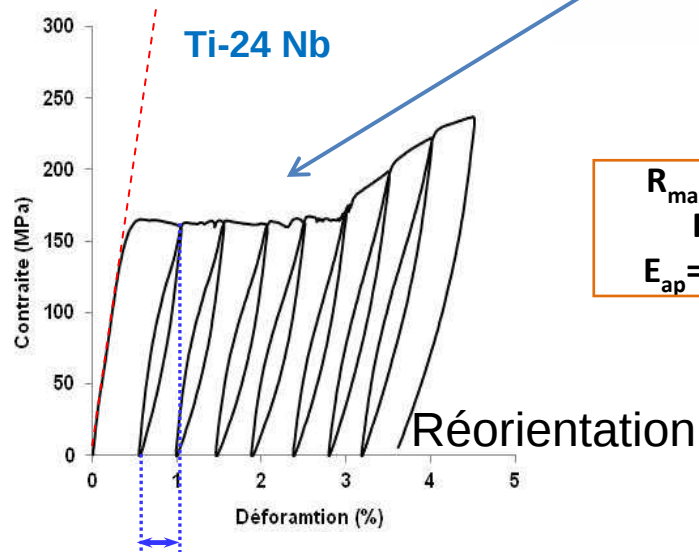
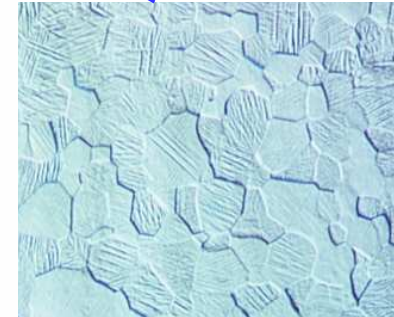
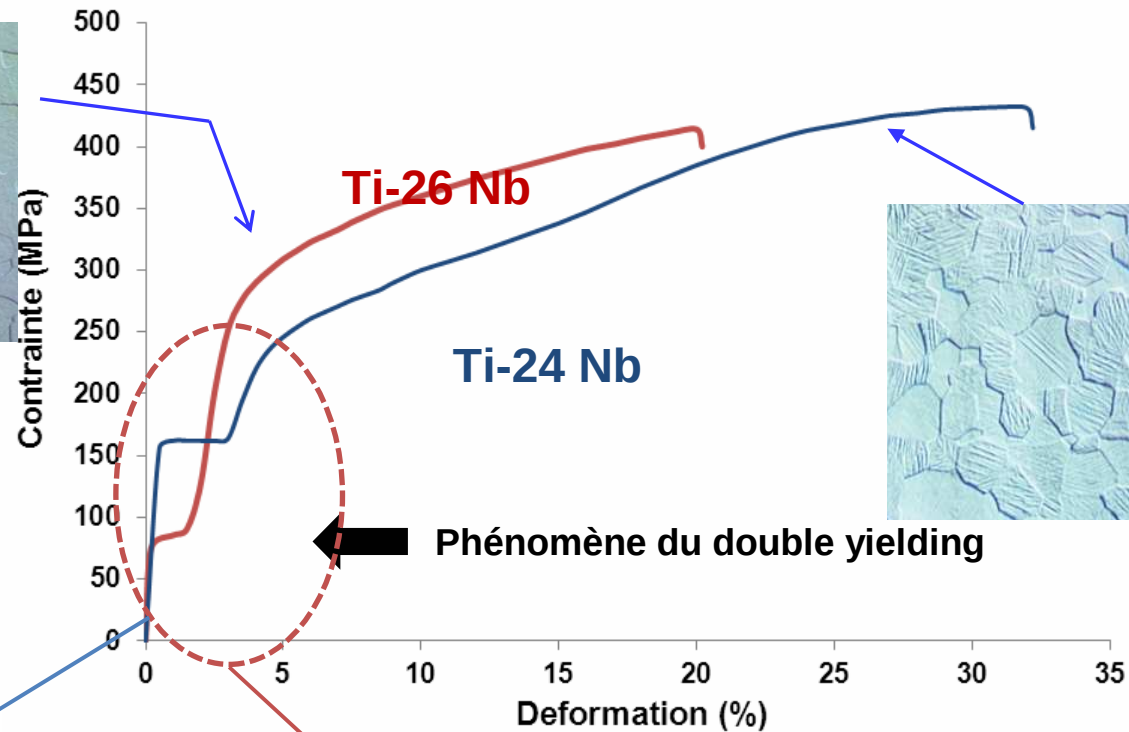
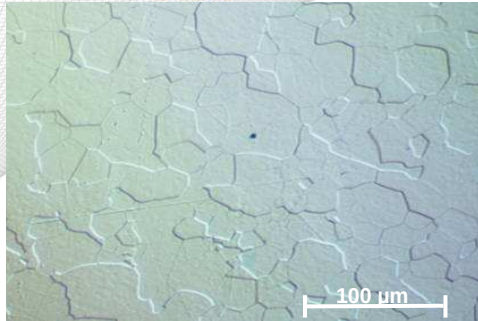


Elaboration en semi-lévitation magnétique

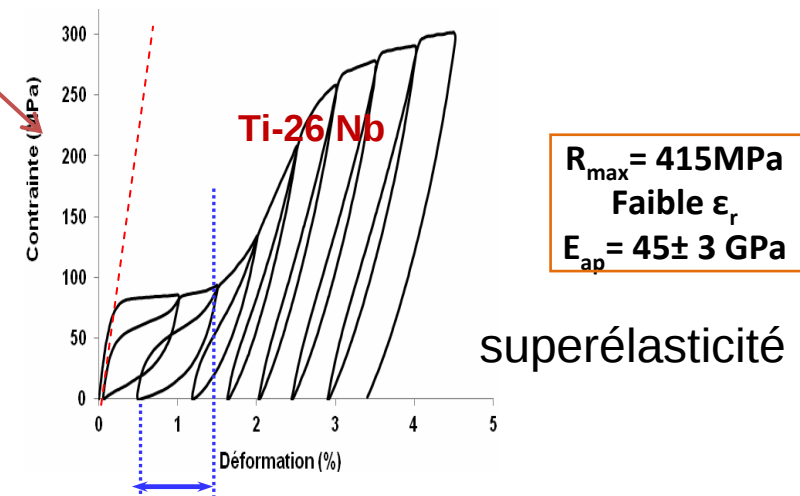




Caractérisation mécanique



$R_{max} = 430\text{MPa}$
Faible ϵ_r
 $E_{ap} = 50 \pm 3 \text{ GPa}$



$R_{max} = 415\text{MPa}$
Faible ϵ_r
 $E_{ap} = 45 \pm 3 \text{ GPa}$

➤ Caractéristiques requises

➡ **Bas module élastique**

Le plus proche possible de celui de l'os (30GPa)

➡ **Résistance mécanique élevée**

Pour supporter le chargement cyclique (900 -1000MPa)

➡ **Superélasticité et/ou effet mémoire de forme**

Utile pour certaines applications médicales (2% mini)

Optimisation

Solutions proposées

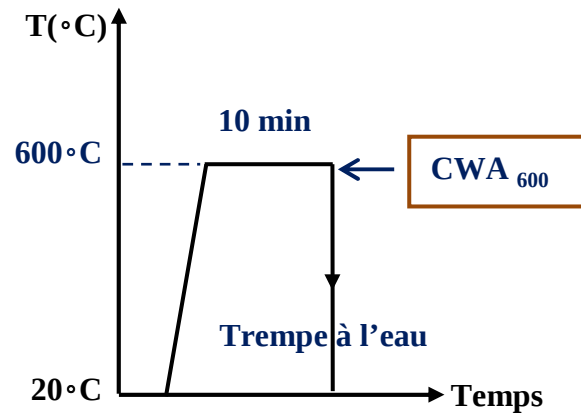
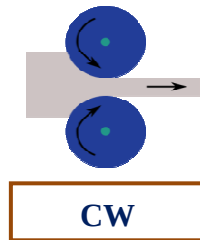
- Éléments ternaires (Zr, Ta)
- Durcissement par ajout d'éléments interstitiels (O, N)
- Traitements thermomécaniques

II. Nanostructuration

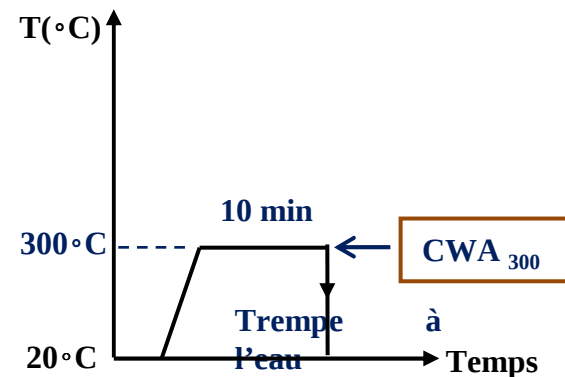
Hyperdéformation & Traitements thermiques courts

à froid

→ limiter la croissance des précipités α/ω

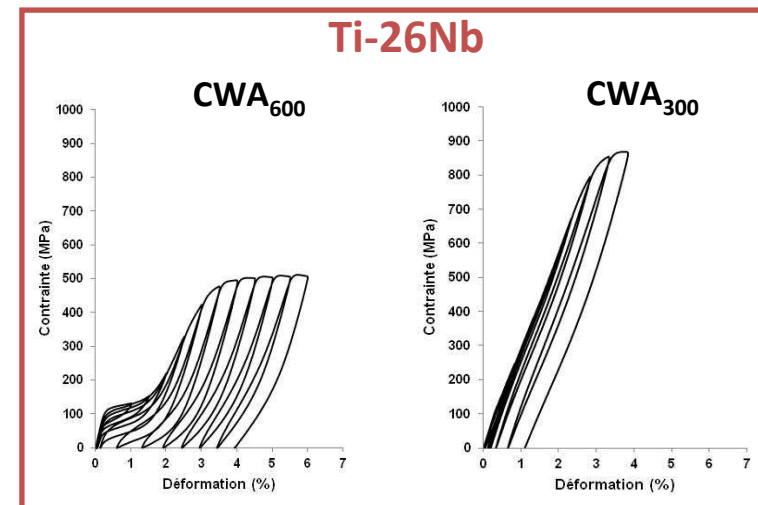
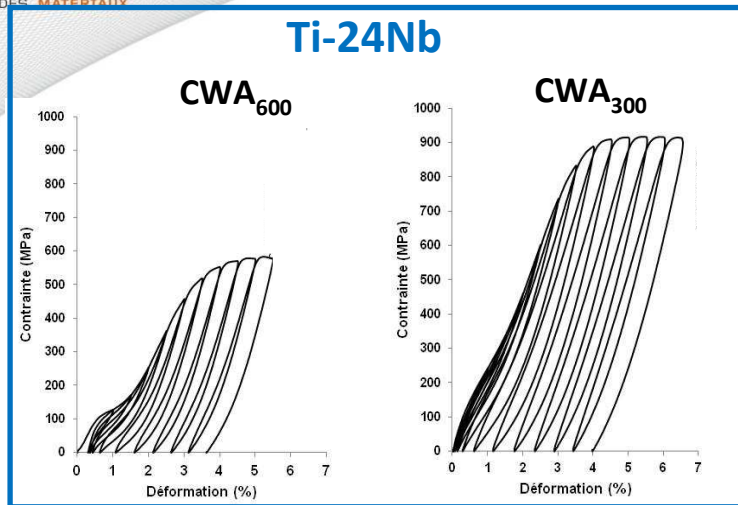


✓ Taille de Grains
(Effet Hall et Petch)

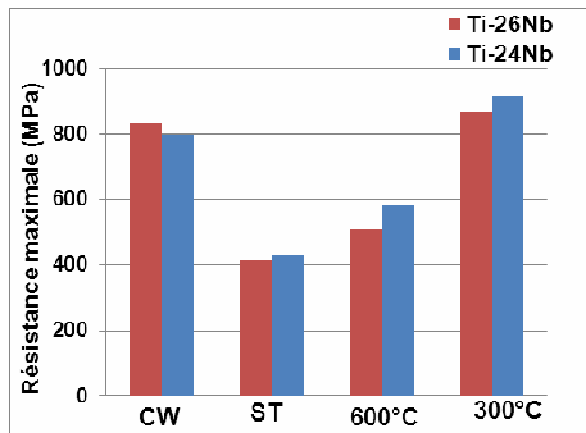


✓ L'effet durcissant
de la précipitation
de la phases ω

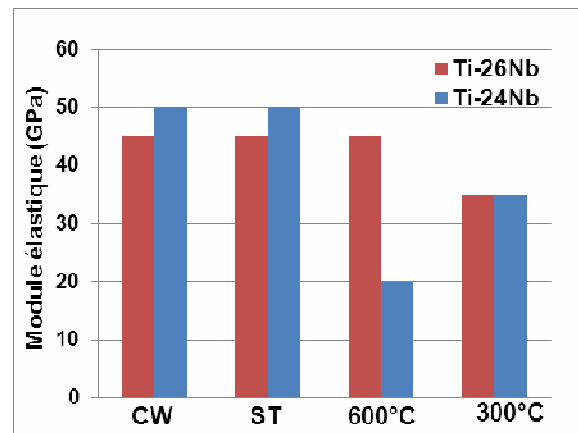
- ✓ Accumulation des défauts du réseau cristallin
- ✓ Augmentation du nombre de sites de nucléation
- ✓ Accélération des cinétiques de précipitation



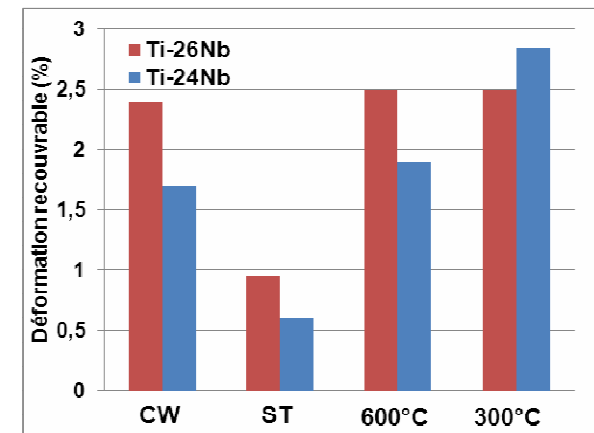
➤ Evolution des propriétés



→ Augmentation de la résistance



→ Diminution du module



→ Amélioration de la déformation recouvrable

Module d'élasticité ⇒ propriété extrinsèque contrôlée par la microstructure

Microstructures engendrées (Etude en MET)

Hyperdéformation

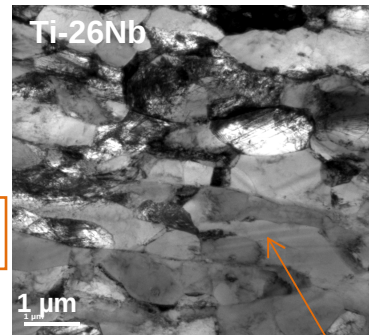
TTh court

600°C-10min

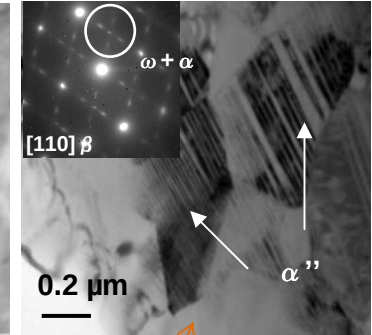
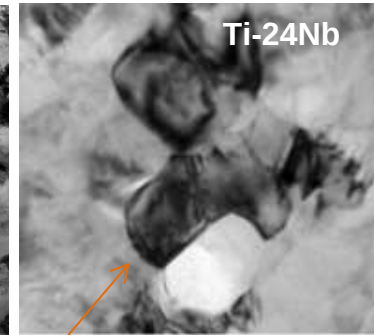
Augmentation de la densité des dislocations

Multiplication des interfaces

300°C-10min

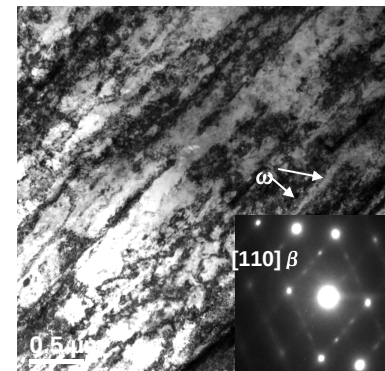


Grains β très fins $\approx 100\text{-}200\text{nm}$

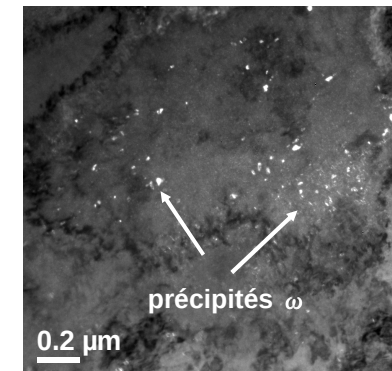


Phase α''
Précipités ($\alpha + \omega$)

Recristallisation assistée par transformation de phase



Structure déformée



Précipités 20-30nm

Précipités nanométriques
Réversion rapide de la martensite α''

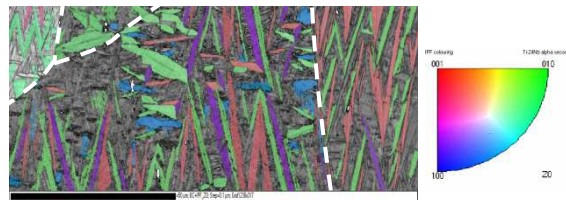
III. Mécanismes de déformation

Essai de traction avec mesures in-situ en DRX



Ti-24 Nb

Martensitique α''

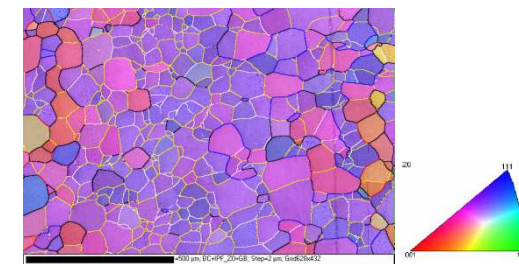


Cartographie EBSD

- ✓ Mesures des profils θ -2 θ
- ✓ Acquisition des figures de pôles

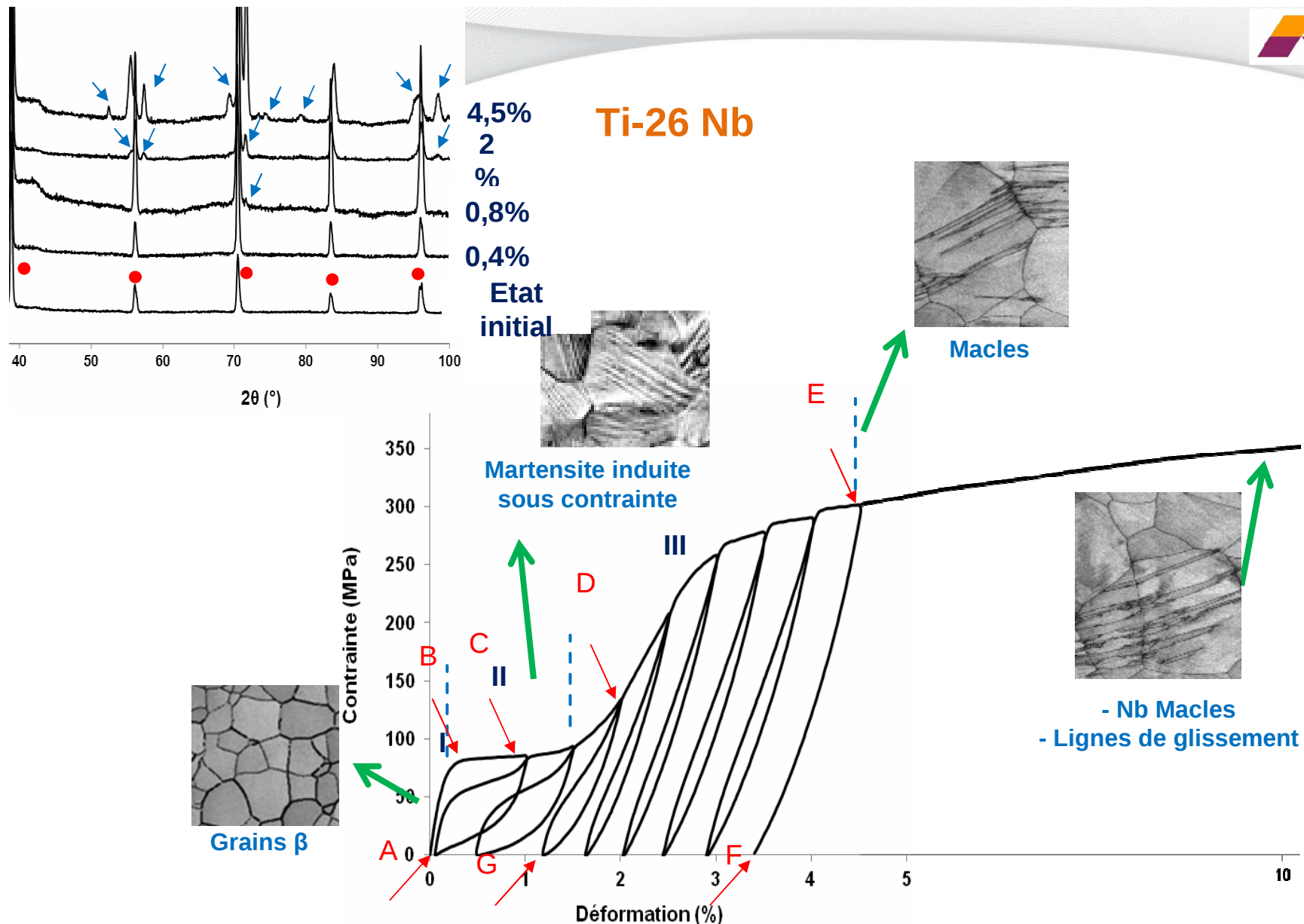
Ti-26 Nb

Monophasé β



Cartographie EBSD

- ✓ Mesures de diffractogrammes θ -2 θ intégrés
- ✓ Caractérisation en EBSD



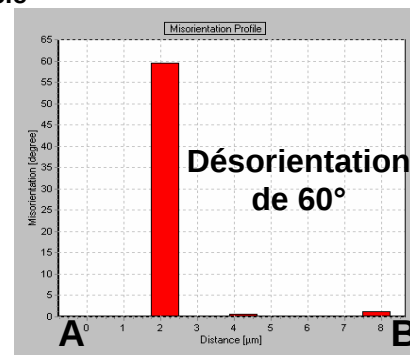
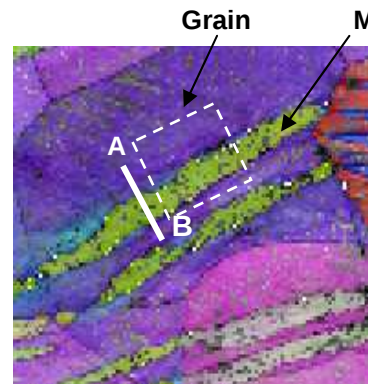
- Etudier l'évolution de la transformation martensitique
- Caractériser les bandes de déformation et identifier les systèmes de maclage
- ➔ Corrélation réponse mécanique et mécanisme de déformation

Ti-26 Nb (10% en traction)

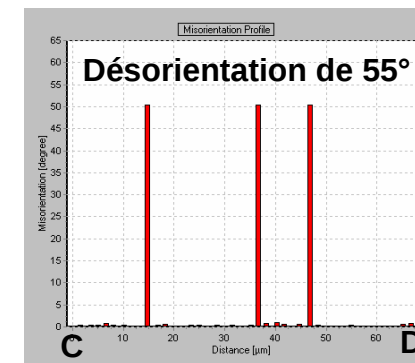
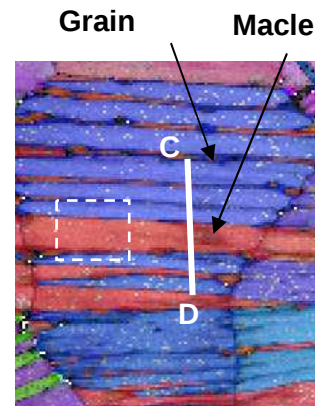


Cartographie EBSD

- ✓ Présence massive de bandes de déformation
- ✓ Désorientation à 55° et à 60°



➡ Système de maclage activé $\{112\}_{\beta} <111>_{\beta}$.



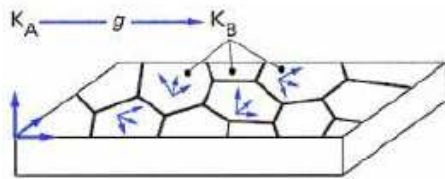
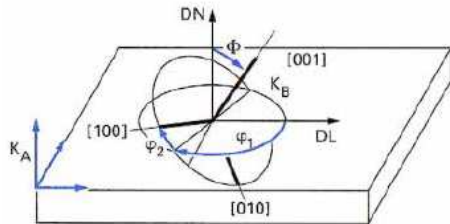
➡ Système de maclage activé $\{332\}_{\beta} <113>_{\beta}$

La sélection des variantes

Etude basée sur la loi de Schmid

✓ Orientation cristalline locale

Angle d'Euler (φ_1 , Φ , φ_2) (Données EBSD)



✓ 12 variantes de chaque système de maclage

➡ Calcul du facteur de Schmid

$$\tau = (F/S_0) \cdot \cos\phi \cdot \cos\lambda$$

		Grain 1	Grain 2
		Facteur de Schmid	
{112}<111>	V 1	0,276	-0,207
	V 2	-0,218	-0,365
	V 3	-0,408	-0,348
	V 4	0,284	0,218
	V 5	-0,208	0,101
	V 6	-0,402	-0,051
	V 7	0,448	0,212
	V 8	-0,047	-0,074
	V 9	-0,068	0,106
	V 10	0,449	0,125
	V 11	-0,041	0,136
	V 12	-0,066	0,147
{332}<113>	V 1	-0,462	-0,283
	V 2	-0,054	-0,099
	V 3	0,325	-0,120
	V 4	-0,142	-0,182
	V 5	0,272	0,457
	V 6	0,052	-0,142
	V 7	-0,457	-0,170
	V 8	-0,058	-0,131
	V 9	0,337	0,447
	V 10	-0,131	0,350
	V 11	0,262	-0,064
	V 12	0,057	-0,064

Grain 1:

Variante susceptible d'être activée $(11\bar{2})[\bar{1}\bar{1}\bar{1}]$

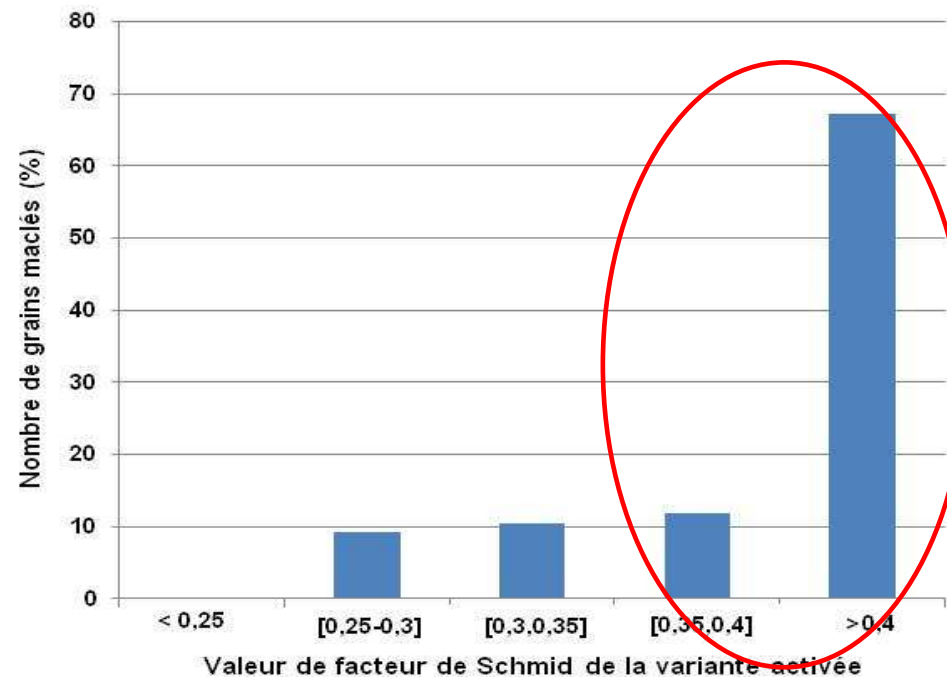
Grain 2:

Variante susceptible d'être activée $(3\bar{2}3)[131]$

Etude statistique

- ✓ Etude réalisée sur une centaine de grains

$$0 < \cos\phi \cdot \cos\lambda < 0.5$$



- $FS_{\text{variante activée}} > 0,35$ pour 79 % des grains maclés

➡ Prédiction efficace de la variante activée en employant la loi de Schmid.

IV. Modélisation du monocristal



Modélisation du comportement superélastique du monocristal Ti-26Nb en traction et en compression à une température constante

Approche micromécanique : une description de la transformation martensitique à l'échelle du réseau cristallin.

❖ Données expérimentales

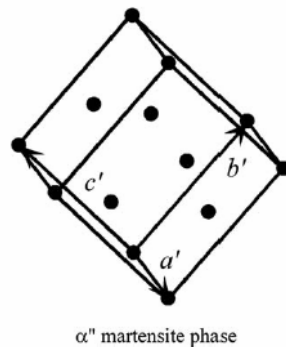
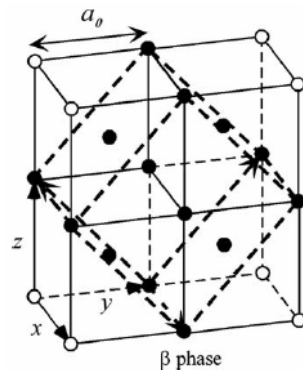
Paramètre de maille de la phase α''

$$a' = 0,3195\text{nm},$$

$$b' = 0,4787\text{nm}$$

$$c' = 0,4638\text{nm}$$

Et $a_\beta = 0,3298\text{nm}$



Théorie de
Ball et James

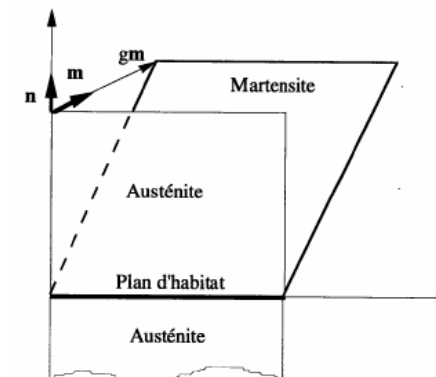


❖ Caractéristiques cristallographiques

n: normale au plan d'habit

m: direction de transformation

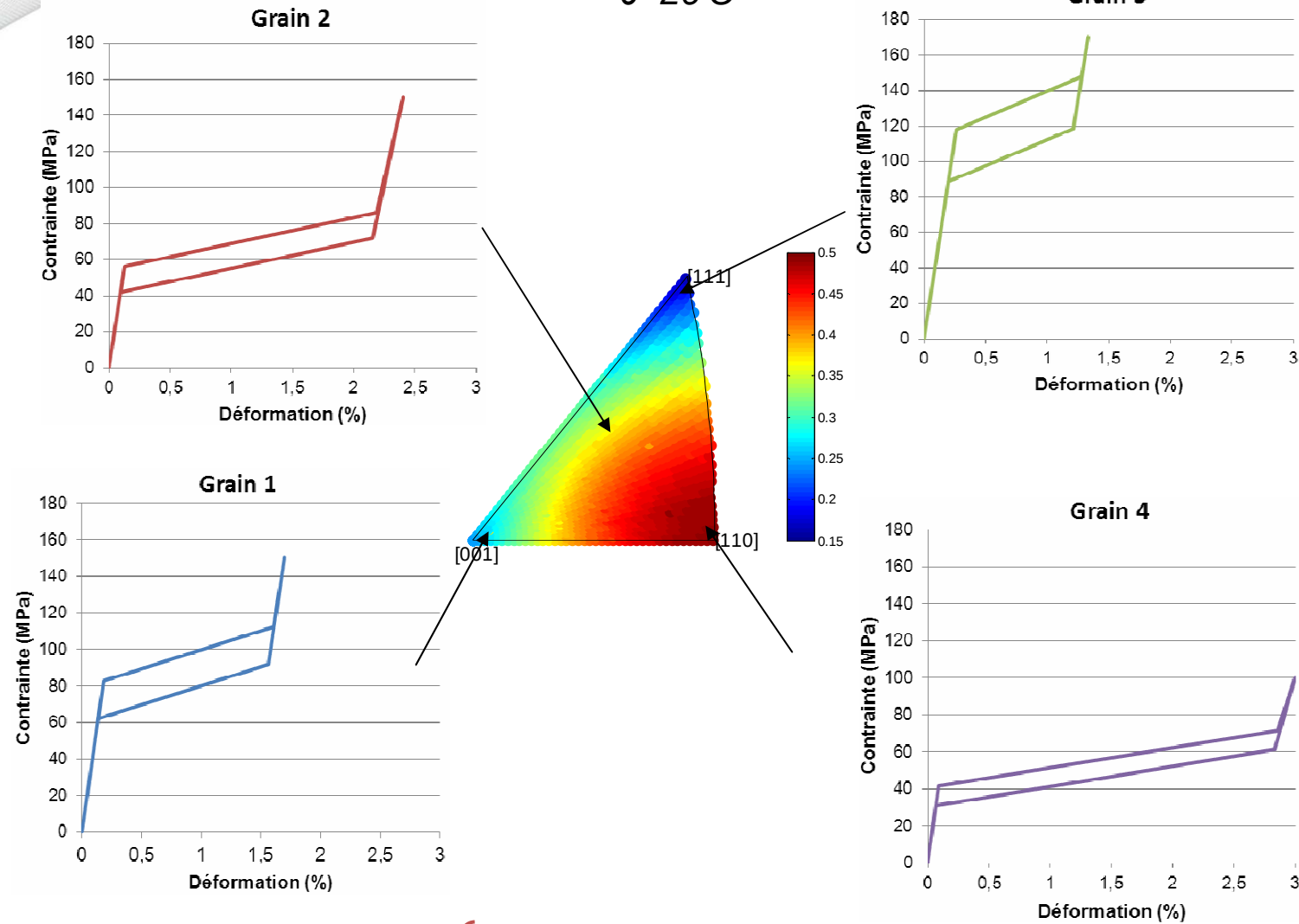
g : amplitude de transformation
suivant la direction m



Etude de comportement mécanique de 4 grains

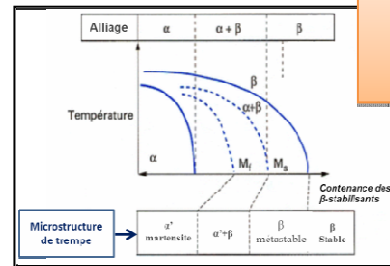
Chargement en traction

$\theta = 20^\circ\text{C}$



- Effet de l'orientation du grain
- ✓ Seuils de transformation
 - ✓ Déformations de transformation

Conclusions



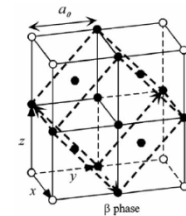
Sélection

Elaboration

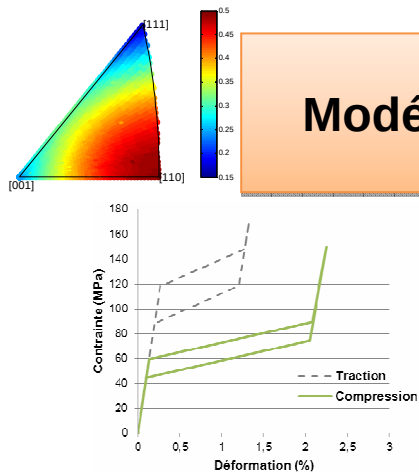


**Etude
réalisée**

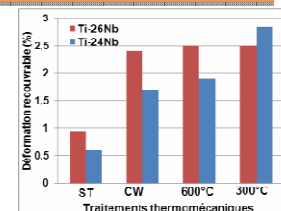
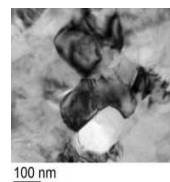
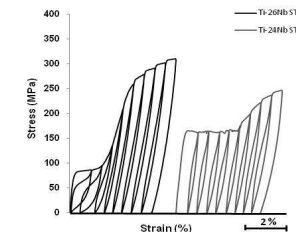
Caractérisation



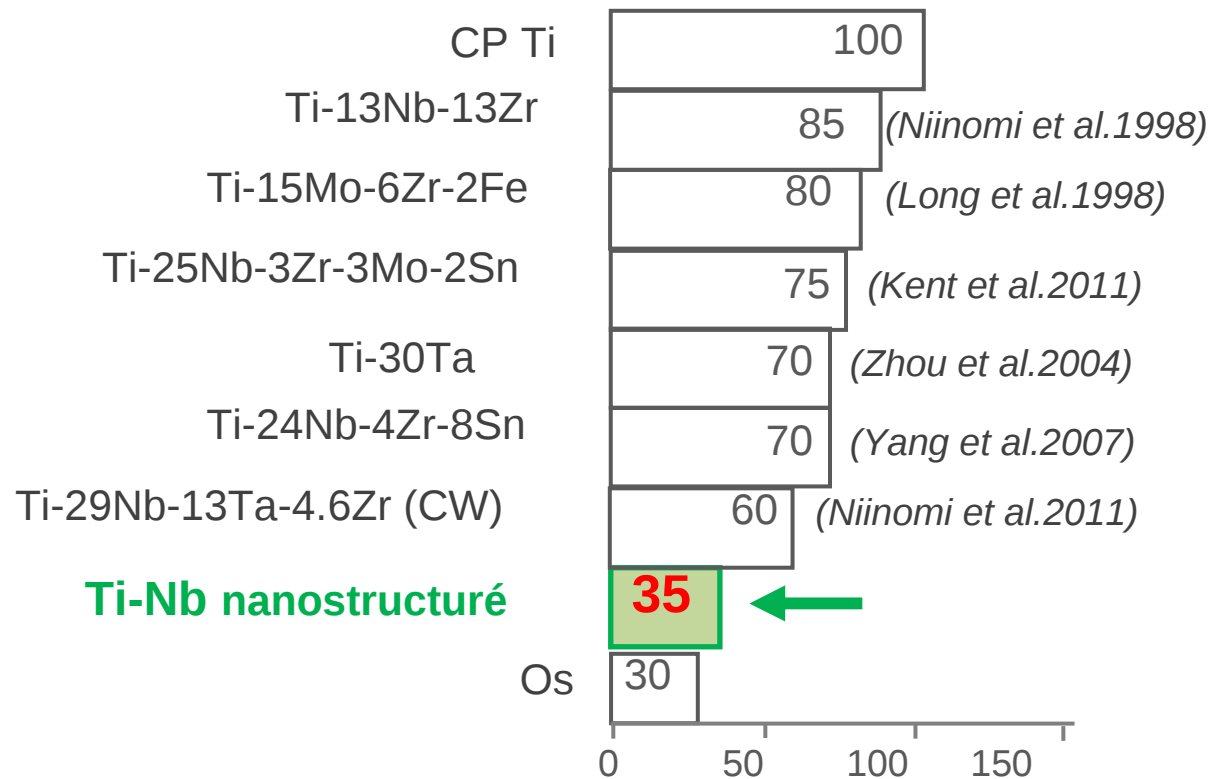
Modélisation



Optimisation



Resultats / Contexte aujourd'hui



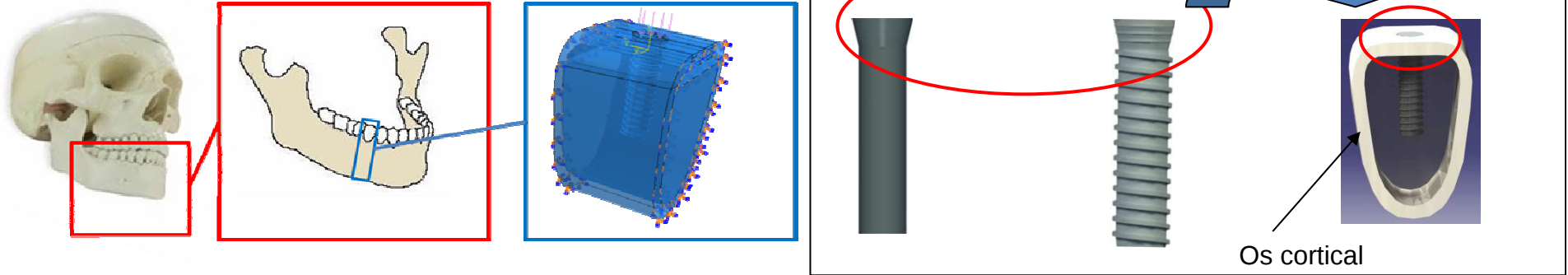
➡ Ti-Nb nanostructurés : des biomatériaux prometteurs

➤ **Compromis intéressant** $R_{\max} = 900\text{MPa}$ & $E = 35\text{GPa}$ & $\epsilon_{\text{recouvrable}} = 2,8\%$

Module d'élasticité $\Rightarrow$ propriétés extrinsèques contrôlées par la microstructure

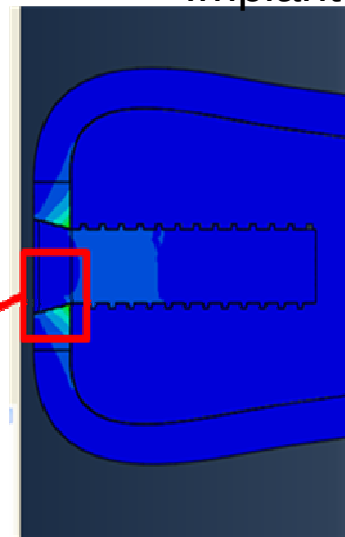
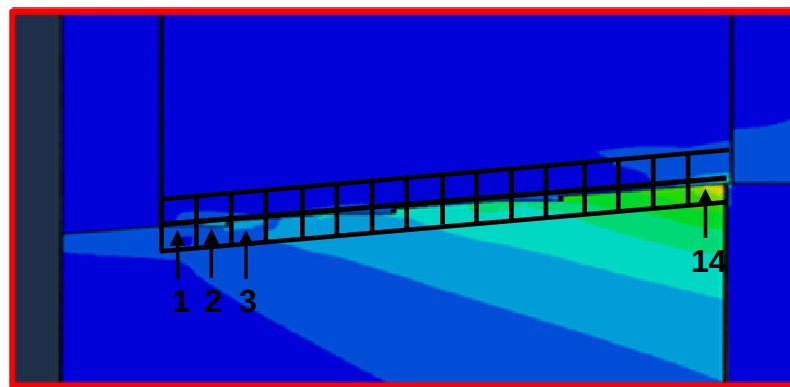
Évaluer l'apport de la baisse du module d'élasticité sur la déviation des contraintes pour une géométrie donnée d'implant.

Zone étudiée



Localisation : mandibule

Implants adoptés



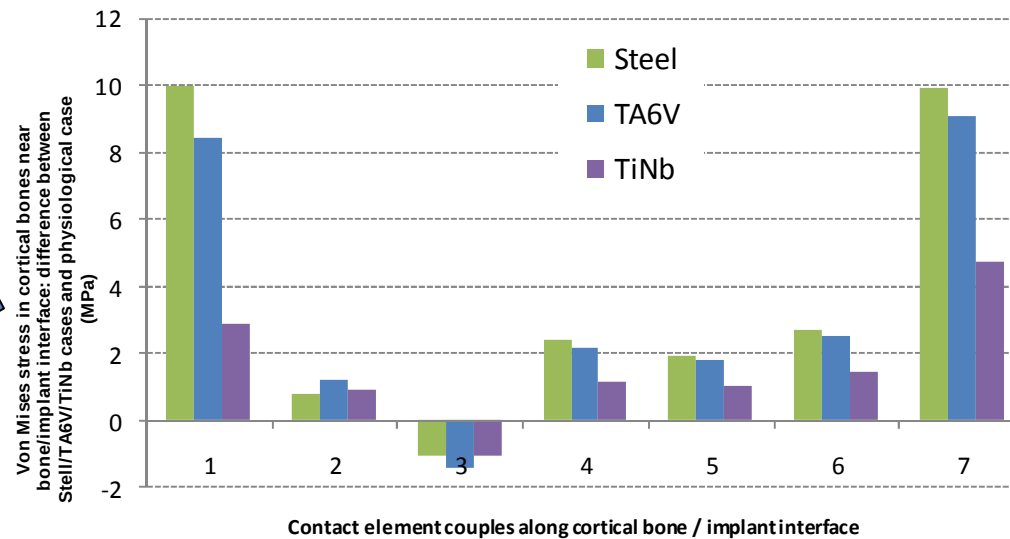
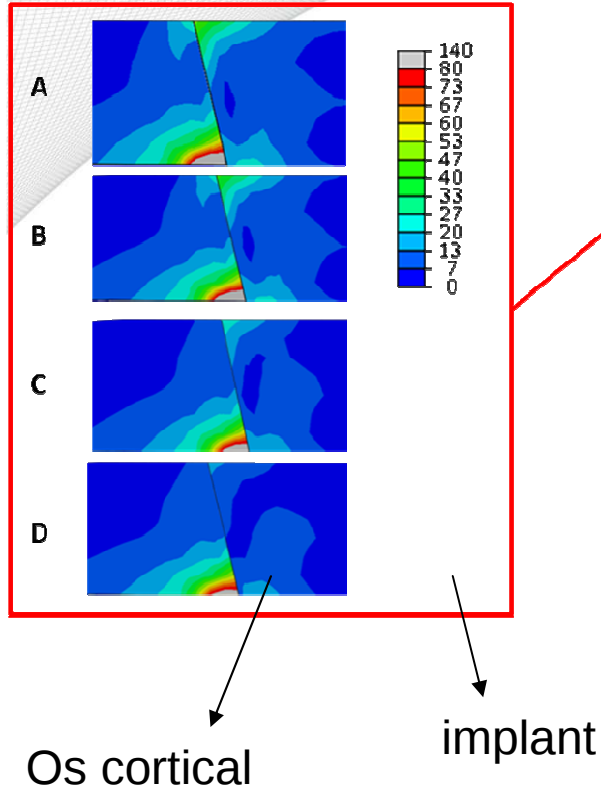
14 couples d'éléments (suivant le type d'implant)

Répartition des contraintes moyennes dans l'os cortical

Situation physiologique $\Rightarrow$ pb modélisation

Effet de $E \Rightarrow$ modèle de référence

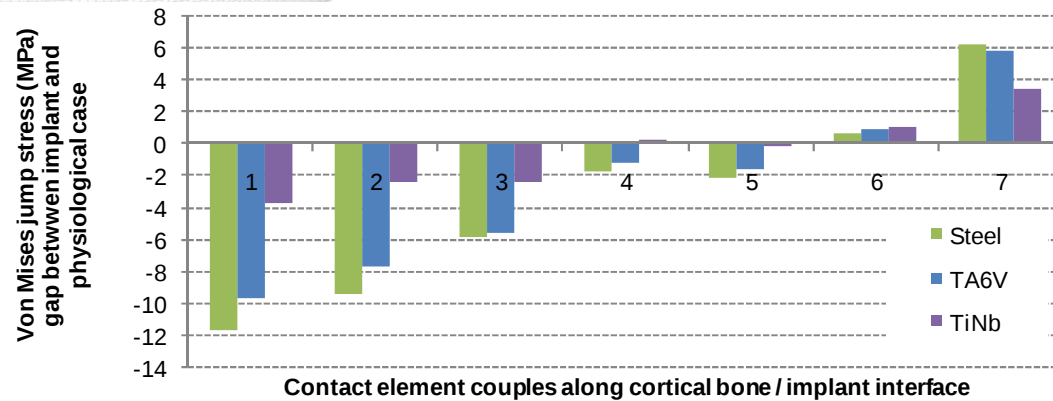
$$(E_{\text{implant}} = E_{\text{os}})$$



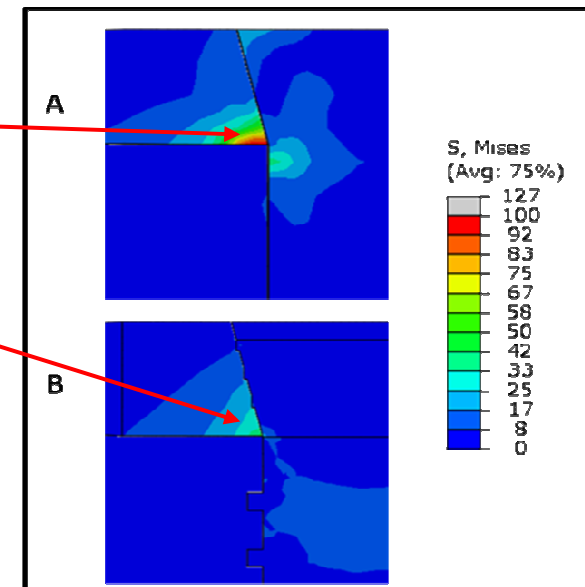
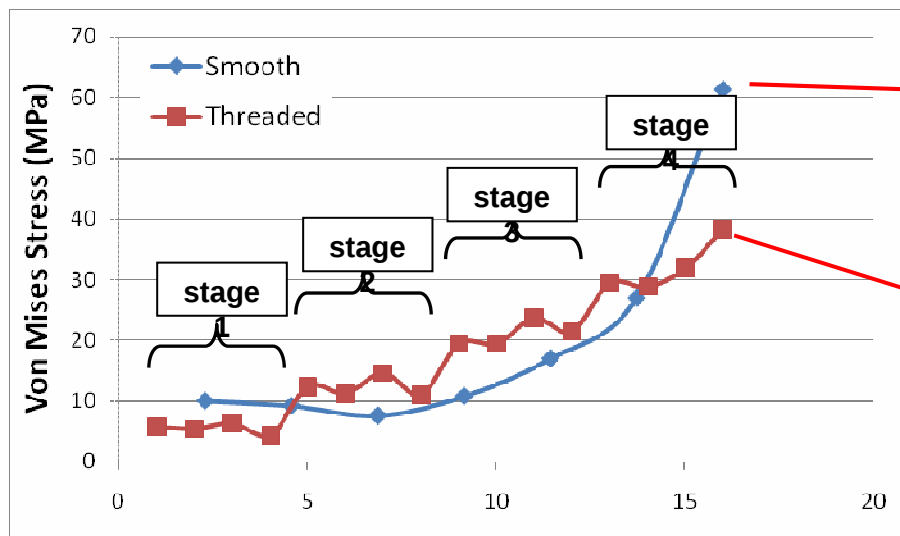
Implant TiNb $\Rightarrow$
meilleure répartition
des contraintes

Différences de contrainte entre l'implant et la situation physiologique

Saut de contrainte à l'interface Os/Implant



Minimisation des différences de contrainte $\Rightarrow$ moins de micro - mouvements à l'interface os/implant



Influence de la forme de l'implant TiNb

Merci pour votre attention.

