

Les alliages Nickel-Titane (NiTi)

Société Francophone de Biomatériaux Dentaires

L. JORDAN, P. ROCHER

Date de création du document 2009-2010

Table des matières

* Introduction	1
1 Données fondamentales.....	1
1 . 1 La transformation martensitique.....	1
1 . 1 . 1 Définition.....	1
1 . 1 . 2 Les températures de transformation.....	1
1 . 1 . 3 Structures des différentes phases.....	1
1 . 2 Propriétés pseudoélastiques.....	1
1 . 2 . 1 La superélasticité.....	1
1 . 2 . 2 L'effet mémoire de forme simple sens.....	1
1 . 2 . 3 L'effet caoutchoutique.....	1
1 . 2 . 4 Exemples d'applications biomédicales.....	1
1 . 3 Principales propriétés des alliages NiTi	1
2 Les NiTi en Odontologie.....	2
2 . 1 Endodontie.....	1
2 . 2 Orthodontie.....	1

INTRODUCTION

Les alliages à mémoire de forme (AMF) possèdent une propriété remarquable : après déformation, ils peuvent récupérer intégralement une forme définie par simple chauffage. Ils sont utilisés dans de nombreux domaines très variés, l'industrie automobile, des dispositifs antifeux, l'industrie aéronautique, des dispositifs médicaux et bien entendu dans le domaine dentaire [1].

En ce qui concerne l'odontologie, il existe deux grands axes principaux d'application : l'orthodontie et l'endodontie. Ces alliages peuvent être exploités cliniquement pour leurs propriétés pseudoélastiques remarquables : la superélasticité et la mémoire de forme.

L'origine de la flexibilité importante de ces alliages ne réside pas dans les notions classiques de l'élasticité. Robert Hooke aurait été bien désemparé devant les propriétés de ces alliages. Ce phénomène a été découvert en 1938, par hasard, par des américains sur des alliages or-cadmium. Il faut attendre 1963 pour que l'alliage nickel-titane à 50% en teneur atomique (NiTi) fasse l'objet de recherches intensives et que des applications apparaissent [2]. W.J. Buhler, ingénieur au Naval Ordnance Laboratory nomma cet alliage NITINOL [3]. GF Andreasen fut le pionnier en ce qui concerne les applications orthodontiques, il en décrivit l'utilisation dans les années 1970. Le premier arc orthodontique en nickel-titane fut commercialisé par Unitek Corporation (maintenant 3M Unitek, Monrovia, CA, USA) sous le nom de Nitinol. Les applications endodontiques n'apparaissent que bien plus tard, en 1988 ; H Walia [4] fabriqua les premières limes endodontiques à partir de fils orthodontiques.

I DONNÉES FONDAMENTALES

I.1 LA TRANSFORMATION MARTENSITIQUE

I.1.1 Définition

Les propriétés pseudoélastiques des alliages à mémoire de forme (superélasticité, mémoire de forme) reposent sur l'existence d'une transformation de phase à l'état solide appelée transformation martensitique thermoélastique [5].

Historiquement, l'appellation « transformation martensitique » est associée à la transformation de l'austénite des aciers en martensite (découverte par Martens en 1879). Par extension, ce terme a été généralisé pour un certain nombre d'alliages dont les transformations possèdent certaines caractéristiques typiques de la transformation martensitique des aciers : c'est le cas non seulement d'alliages base fer, mais aussi d'alliages ou métaux nobles et d'alliages base titane et même de certains métaux purs (Co, Ti, Ni)[6,7].

Guénin [voir 6] propose la définition suivante : "la transformation martensitique est une transformation displacive du premier ordre présentant une déformation homogène de réseau cristallographique, constituée principalement par un cisaillement".

- *Transformation displacive :*

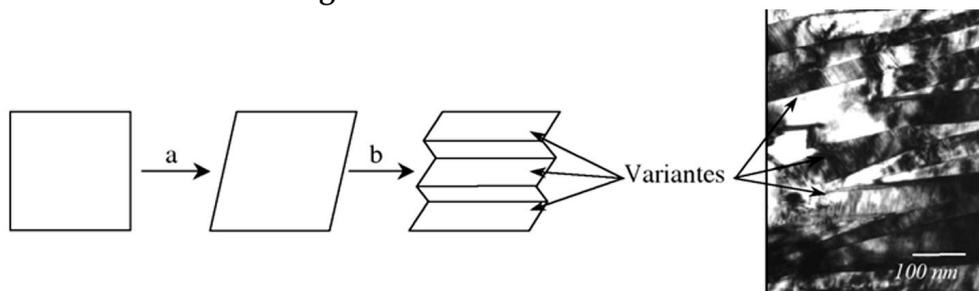
La transformation de l'austénite en martensite est caractérisée par un déplacement collectif et coopératif des atomes, inférieur à la distance interatomique (de l'ordre du dixième de la distance interatomique). Chaque atome se déplace vers une nouvelle position grâce au déplacement des atomes voisins. L'absence de phénomène de diffusion permet à la transformation martensitique d'être quasi-instantanée et généralement indépendante de la vitesse de refroidissement de l'alliage.

- *Transformation du premier ordre :*

La transformation présente, au moment de la transition, une discontinuité des grandeurs physiques reliées aux dérivés premières des potentiels thermodynamiques. Pour un état d'avancement donné de la transformation, il y a coexistence des deux phases : austénite et martensite.

Ces deux phases appartenant à deux systèmes cristallins distincts, elles n'ont pas le même volume. Il s'ensuit une déformation du réseau cristallographique (**Figure 1**), homogène du fait des mouvements atomiques coopératifs, s'effectuant principalement selon un mécanisme de cisaillement. La transformation est homogène car tout le volume transformé a été affecté par ce cisaillement (a). Celui-ci entraîne un changement de forme. À l'échelle microscopique, il faut donc envisager une déformation supplémentaire, s'ajoutant à celle de la déformation homogène. C'est une déformation inhomogène, caractérisée par un micromaclage (b). Celui-ci organise la martensite en micromacles (groupements autoaccommodés) afin de relaxer les contraintes internes. Ces micromacles appelées variantes correspondent à des cisaillements équivalents du point de vue cristallographique mais orientées dans différentes directions (24 variantes pour un monocristal d'austénite cubique). En absence de contrainte, ces variantes sont équiprobables et leurs déformations se compensent, ainsi la forme macroscopique du spécimen est inchangée.

Figure 1 - Les déformations



a) homogène, b) inhomogène. Image de variantes de martensite en microscopie électronique à balayage.

Durant la transformation, il n'y a pas de variation de la composition chimique ni du degré d'ordre atomique. La formation de la martensite n'entraîne alors que des déformations élastiques donc réversibles, on parle de transformation martensitique thermoélastique et ces transformations ont un caractère de réversibilité non seulement au sens chimique mais aussi pour les microstructures.

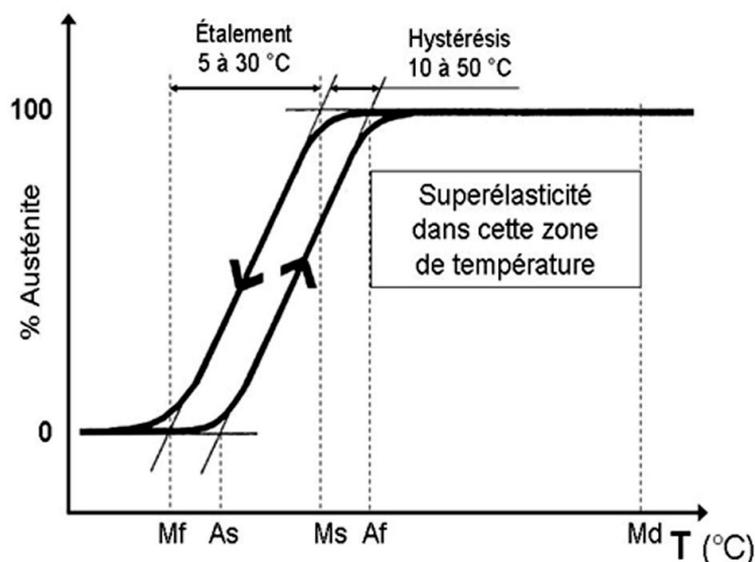
I.1.2 Les températures de transformation

La transformation martensitique n'a pas lieu à température constante. Elle débute au refroidissement à une température appelée M_s (*martensite start*) et est complète à la température M_f (*martensite finish*) entre ces deux températures, il y a coexistence des deux phases (transformation du 1er ordre). À température croissante, la transformation inverse débute à une température A_s (*austenite start*) pour devenir complète à une température A_f (*austenite finish*) qui est plus élevée que M_s . La différence entre ces deux températures induit l'existence d'une hystérésis [8].

La particularité des transformations martensitiques des NiTi est de présenter un caractère thermoélastique : la croissance des plaquettes de martensite est contrôlée par l'évolution de la température. À température constante entre M_s et M_f , les interfaces de martensite-austénite sont immobiles, une modification de la température dans un sens ou dans l'autre fait déplacer ces interfaces vers la structure correspondante.

La **figure 2** illustre les caractéristiques physiques de la transformation martensitique apparaissant dans les alliages à mémoire de forme. Les paramètres significatifs tels que les températures de transformation, l'étalement et l'hystérésis de la transformation y sont représentés.

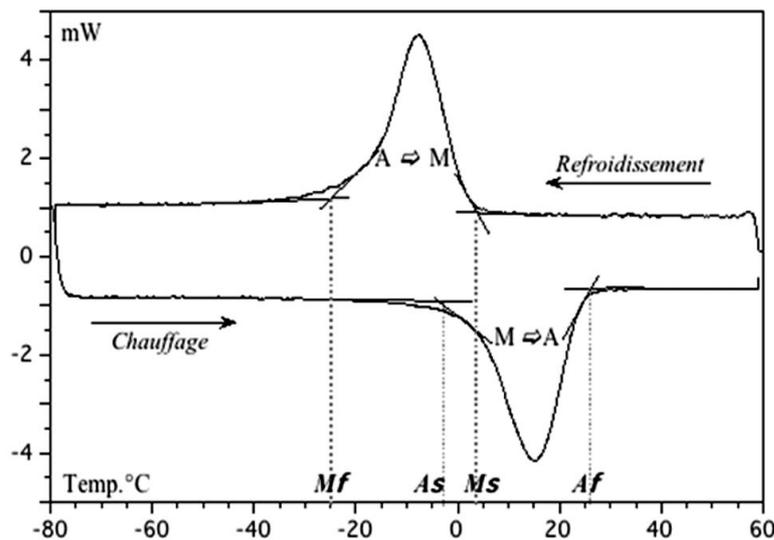
Figure 2 - Paramètres significatifs de la transformation martensitique



M_f : martensite finish, A_s : austenite start, M_s : martensite start, A_f : austenite finish, M_d : martensite deformation.

Les propriétés finales du NiTi dépendent des températures auxquelles ces transformations de phase se produisent pendant le chauffage ou le refroidissement. Ces températures clés sont dépendantes de la composition chimique (rapport nickel/titane, alliages ternaires NiTiX) et de la microstructure donc du passé thermomécanique de l'alliage (écrouissage, tréfilage, usinage, recuit ...). Elles sont obtenues expérimentalement par la mesure de toute propriété sensible à la structure : résistivité électrique, dilatométrie, analyse calorimétrique différentielle (DSC), frottement intérieur [voir 6,9]...

Figure 3 - Diagramme de DSC d'un arc orthodontique NiTi présentant les pics caractéristiques de la transformation martensitique



A : Austénite ; M : Martensite

I.1.3 Structures des différentes phases

On peut observer 2 types de transformations de phase dans les Ni-Ti :

- Austénitique ⇌ Martensitique

Dans certaines conditions, une troisième phase, intermédiaire, peut être impliquée dans la transformation martensitique :

- Austénitique ⇌ Phase-R ⇌ Martensitique

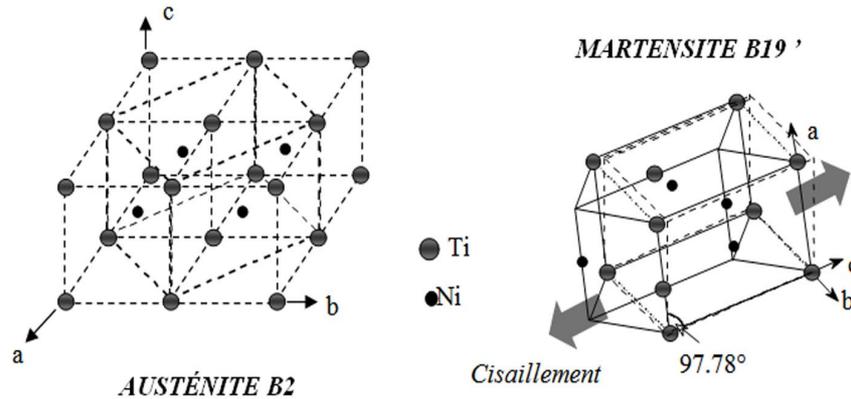
Différentes techniques d'analyse structurale (MET, rayons X...) ont permis de déterminer les structures de l'austénite, de la martensite et de la phase-R [10] :

- La structure de l'austénite résulte de l'imbrication de deux réseaux cubiques simples et décalés d'une demi-diagonale du cube, occupés respectivement par des atomes de Ni et de Ti. Cette structure est appelée de type B2 (**Figure 4**).

- La structure de la martensite est plus complexe. La structure la plus courante est monoclinique, elle est dite de type B19' (**Figure 4**).

- La phase supplémentaire, appelée phase-R peut, dans certaines conditions, précéder l'apparition de la phase martensitique. Cette phase-R est de symétrie rhomboédrique.

Figure 4 - Structures de l'austénite et de la martensite d'un alliage NiTi



I.2 PROPRIÉTÉS PSEUDOÉLASTIQUES

La transformation martensitique peut être induite soit thermiquement (en abaissant la température en dessous de M_s), soit mécaniquement. L'application d'une contrainte peut provoquer la transformation martensitique à une température supérieure à M_s . Cependant, si la température est trop élevée, il y a compétition entre la transformation martensitique et la déformation plastique de l'austénite, dans ce dernier cas, la transformation martensitique ne se produit pas, le matériau suit un comportement mécanique classique. La température maximale pour laquelle il peut se produire une transformation sous contrainte d'austénite en martensite est notée M_d (*martensite deformation*).

L'effet mémoire de forme (simple et double sens) est la propriété la plus connue de ces alliages, mais ce n'est pas la seule ; on peut citer la superélasticité et le comportement caoutchoutique de la martensite [voir 8,12].

I.2.1 La superélasticité

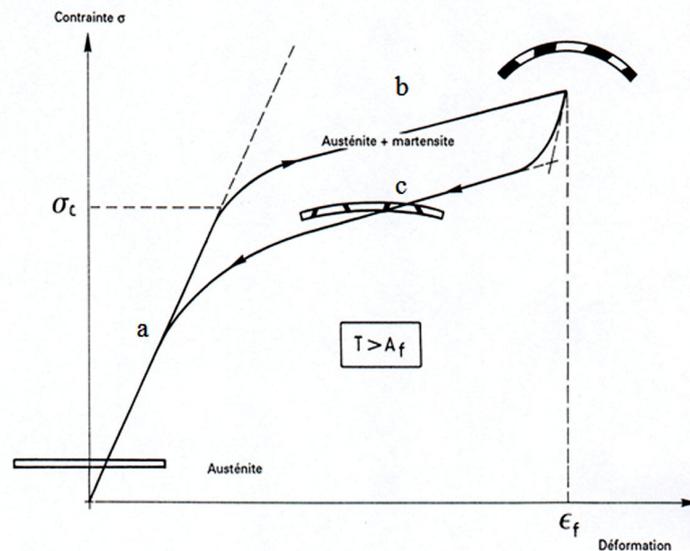
Dans le domaine de température où l'austénite est « stable » ($T > A_f$), la transformation martensitique peut être provoquée sous contrainte [voir 8, voir 12,13].

La superélasticité se manifeste par la récupération complète de la forme de l'échantillon lorsque la contrainte appliquée cesse. L'énergie est stockée de façon non dissipative et peut être récupérée complètement (**Figure 5**).

La contrainte s'exerce d'abord dans le domaine de déformation élastique de l'austénite (a), la loi de Hooke s'exprime : la contrainte est proportionnelle à la déformation (la force de rétraction élastique entre deux atomes voisins est directement proportionnelle à la variation de la distance interatomique). Puis la contrainte atteignant une valeur critique (σ_c), il y a

formation de martensite induite sous contrainte (b). Contrairement à la martensite engendrée thermiquement où toutes les variantes sont possibles, les variantes de la martensite formées mécaniquement sont uniquement celles qui sont favorisées par la contrainte et l'échantillon peut se déformer de façon importante. Si la contrainte cesse, il y a réversion totale de la martensite vers l'austénite jusqu'à une déformation nulle (c) puisque à la température de l'essai, c'est la structure austénite qui est stable.

Figure 5 - La superélasticité



12. Norme AFNOR.- Alliages à mémoire de forme : Vocabulaire et mesures. (Indice de classement : A 51-080.),
Avril 1991.

Le principal intérêt de cette propriété est la grande possibilité de déformation dans un domaine « élastique » alors que la contrainte varie. C'est essentiellement cette propriété qui est utilisée en orthodontie et en endodontie : le « plateau » de charge de la courbe peut correspondre à la déformation de la lime endodontique négociant les courbes d'un canal radiculaire ; le « plateau » de décharge de la courbe peut correspondre aux forces délivrées au niveau des dents après insertion et ligature des arcs orthodontiques, c'est le début du déplacement dentaire provoqué.

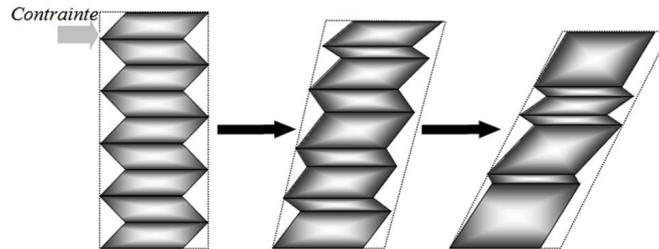
I.2.2 L'effet mémoire de forme simple sens

La propriété de mémoire de forme est l'aptitude d'un échantillon ayant subi une déformation importante à l'état martensitique, donc un changement de forme notable, à récupérer sa forme initiale à l'état austénitique, dont il a gardé le « souvenir », par chauffage à température supérieure à A_f [voir 8, voir 12, voir 13,14].

Soit un échantillon sous forme austénitique, lors du refroidissement ($T < M_f$), celui-ci se transforme en martensite et toutes les variantes (équiprobables) induites s'accommodent de façon à conserver sa forme globale. Puis, l'échantillon est soumis à une contrainte.

Toutes les interfaces des variantes ont un caractère très mobile et se meuvent sous l'action de la contrainte appliquée. Ainsi, un objet peut être déformé par croissance de variantes de martensite orientées dans le sens de la déformation et disparition de celles qui ne le sont pas, tout en restant dans le domaine de déformation élastique (**Figure 6**). Les possibilités de déformation atteignent ainsi 6 à 8% alors que le mécanisme usuel de la déformation élastique des métaux (déplacement minime des atomes du solide autour de leur position d'équilibre) est très limité et atteint au mieux 0,5%.

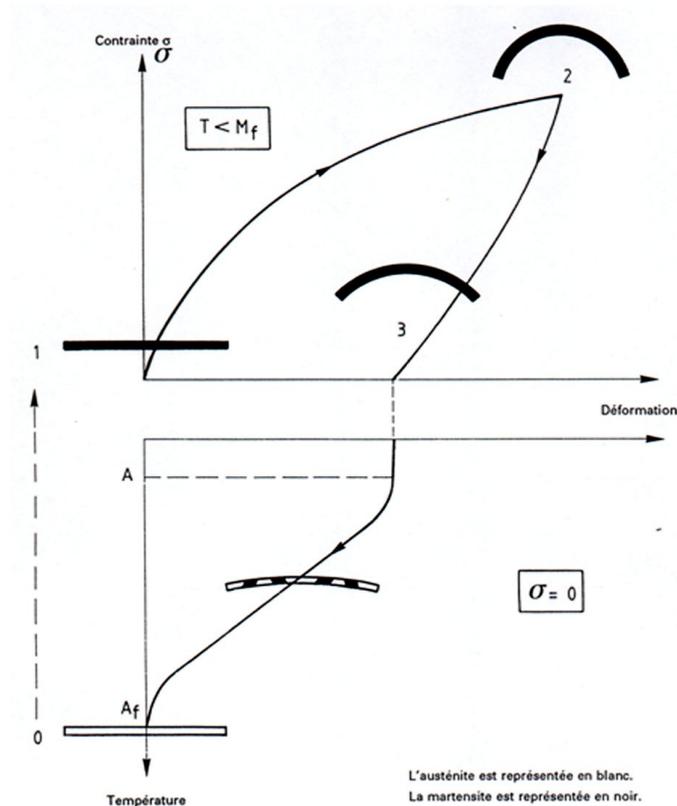
Figure 6 - Mobilité des interfaces de variantes de martensite



Ce changement d'orientation des variantes permet d'obtenir la meilleure relaxation possible des contraintes. Lorsque la contrainte cesse, une faible partie de la déformation est recouverte : elle correspond à un retour partiel des interfaces intervariantes. Il subsiste une déformation permanente car la martensite est stable à cette température. Puis, lors du chauffage, à une température au-dessus de A_f , les variantes se transforment en une seule orientation de l'austénite ; l'objet recouvre alors sa forme originelle (**Figure 7**).

La mémorisation de la forme ne se fait donc que dans le sens martensite vers austénite, ce qui caractérise le phénomène d'effet mémoire de forme simple sens. Il existe également un effet mémoire double sens qui correspond à la capacité d'un échantillon « éduqué » par traitement thermomécanique à passer de manière réversible d'une forme haute température à une forme basse température.

Figure 7 - L'effet mémoire de forme simple sens



12. Norme AFNOR.- Alliages à mémoire de forme : Vocabulaire et mesures. (Indice de classement : A 51-080.),
Avril 1991.

Remarque : Nous avons supposé que lors du réchauffage, la contrainte appliquée est nulle. Si l'on s'oppose au retour à la forme initiale, le matériau est susceptible de développer une force et de retrouver néanmoins sa forme initiale, c'est-à-dire de développer un travail mécanique. Ce mécanisme est utilisé en orthodontie : certains alliages orthodontiques refroidis avec un spray réfrigérant (-40 à -50°C) sont très facilement déformables ; ils peuvent être adaptés rapidement en bouche à de très fortes malpositions. Le fil, réchauffé au dessus de A_f par la température buccale voisine de 37°C, tend à reprendre sa forme initiale en déplaçant les dents avec une force constante. Leur action se poursuit sur une longue durée. L'arc reprend sa forme initiale aussi souvent qu'il est réchauffé après avoir été déformé.

I.2.3 L'effet caoutchoutique

Une partie de la déformation d'un échantillon martensitique est réversible par mouvement des interfaces entre variantes lors de l'arrêt de la contrainte. Le déplacement des interfaces des variantes de martensite consomme de l'énergie ainsi l'alliage possède de remarquables propriétés d'amortissement [voir 6, voir 7].

I.2.4 Exemples d'applications biomédicales

Les propriétés uniques des alliages à mémoire de forme en font un choix judicieux pour de nombreuses utilisations. La plupart des applications commerciales des alliages à mémoire de forme est regroupée en 3 catégories : dispositifs superélastiques, dispositifs à mémoire de forme et dispositifs martensitiques.

● *Dispositifs superélastiques*

Les dispositifs superélastiques en alliages NiTi sont utilisés pour des applications qui exigent une flexibilité et une déformation extraordinaire. L'élasticité de ces alliages peut atteindre dix fois celle de l'acier. De plus, ils peuvent fournir une force constante sur une gamme étendue de contrainte. Exemples biomédicaux de dispositifs superélastiques :

- Stents vasculaires, œsophagiens et biliaires ;
- Fils de guidage ;
- Crochets chirurgicaux de localisation ;
- Instruments chirurgicaux de laparoscopie ;
- Agrafes chirurgicales ;
- Instruments d'endodontie ;
- Arcs orthodontiques.

● *Dispositifs à mémoire de forme*

Les dispositifs à mémoire de forme utilisent cette propriété pour récupérer une forme particulière lors du chauffage au-dessus de leurs températures de transformation. Celles-ci peuvent être ajustées pour que le dispositif s'active avec précision à une température donnée. Exemples de dispositif à mémoire de forme :

- Filtres pulmonaires pour embolie ;
- Stents vasculaires ;
- Arcs orthodontiques.

● *Dispositifs martensitiques*

La phase martensitique des alliages NiTi présente d'excellentes caractéristiques d'atténuation d'énergie (amortissement) et elle est remarquablement résistante à la fatigue. Exemples de dispositifs martensitiques :

- Outils chirurgicaux déformables ;
- Fils à forte résistance à la fatigue.

I.3 PRINCIPALES PROPRIÉTÉS DES ALLIAGES NITI

Les principales propriétés des alliages nickel-titane sont résumées dans le tableau suivant :

Tableau I - Données sur les Nickel-Titane ; (A) : austénite, (M) : martensite

Masse volumique (g.cm ⁻³)	6,4-6,5
Module de Young en traction E (GPa)	70-98 (A)/20-35 (M)
Limite d'élasticité austénite (MPa)	100-800
Limite d'élasticité martensite (MPa)	50-300
Charge à la rupture (MPa)	800-1500
Températures de transformation (°C)	-200 à +120
Enthalpie de transformation (J.g ⁻¹)	19-28
Hystérésis de la transformation (°C)	20-40
Déformation maximale en traction récupérable par mémoire (%) (monocristal)	6-8
Déformation superélastique (%) / monocristal	10
Déformation superélastique (%) / polycristal	4-10
Température de fusion (°C)	1240-1310
Conductivité thermique (W/m.K)	18 (A)/8,6 (M)
Coefficient d'expansion thermique (10 ⁻⁶ /K)	10-11 (A)/6,6 (M)
Résistance à la corrosion	Excellente
Biocompatibilité	Excellente

8. Gotthard R, Lehnert T. Alliages à mémoire de forme. In : *Traité des matériaux n°19 : Matériaux émergents*, Lausanne : Presses polytechniques et universitaires romandes ; 2001 : 81-105.

II LES NITI EN ODONTOLOGIE

En endodontie, seule la superélasticité est exploitable, alors qu'en orthodontie, les deux propriétés de superélasticité et de mémoire de forme sont utilisables.

Des tentatives d'utilisation des alliages NiTi dans les domaines prothétiques, implantaire et chirurgicaux sont régulièrement décrites, mais sans aboutir à des résultats concluants [15].

II.1 ENDODONTIE

Le traitement endodontique s'adresse aux pathologies pulpaire et à leurs complications.

Les canaux rectilignes ou peu courbés, de section ronde ou ovale, ne posent en principe pas de problème, et peuvent être préparés selon toutes les techniques standards. En revanche, les canaux fins, modérément à fortement courbés, de section laminaire sont plus difficiles à mettre en forme, avec plus de risques d'échecs. Il peut s'agir de fracture instrumentale, elle se produit lorsqu'un instrument a subi trop de contraintes mais également de perforations lorsque le trajet canalaire a été redressé à cause de la rigidité des instruments. Jusqu'à l'apparition des instruments en Nickel-Titane, les objectifs du traitement canalaire étaient atteints à l'aide d'instruments manuels en acier inoxydable de faible conicité, 2% [16].

L'instrumentation en nickel-titane caractérisée par une grande flexibilité due à la superélasticité peut « appréhender » les courbures en se déformant élastiquement de façon importante et ceci avec des conicités plus importantes de 2% à 4 et 6%. Le profil de l'instrument sera calibré à la mise en forme recherchée lors de la préparation canalaire. De plus, l'utilisation de la rotation continue (200 à 600 tours/minutes) a permis l'adaptation du concept de "forces équilibrées" [17].

Figure 8 - Radiographies avant et après traitement à l'aide d'instruments NiTi



(Dr. E Mandel)

L'instrumentation NiTi en rotation continue associée à la technique du "crown down" permet une préparation canalaire de grande qualité (régularité de la conicité, nettoyage complet jusqu'à l'apex, respect des courbures...) tout en réduisant le nombre de séquences par rapport à l'instrumentation manuelle.

II.2 ORTHODONTIE

En orthodontie, l'efficacité des fils NiTi s'observe essentiellement aux niveaux des mouvements dentaires provoqués. Le déplacement dentaire résulte d'un remodelage osseux, il est généralement admis que le mouvement dentaire optimal est produit par une force faible et constante, d'où la nécessité de concevoir un appareil présentant un rapport charge/flexion faible et constant. Ce rapport pour les alliages courants est proportionnel au module d'élasticité, autrement dit l'alliage utilisé doit présenter un module d'élasticité le plus faible possible. Le premier intérêt des alliages à mémoire de forme est de posséder un module de Young très inférieur à celui des aciers.

La rigidité en flexion des fils classiques étant souvent trop élevée, le praticien était obligé de choisir une section faible en début de traitement lorsque les déplacements dentaires sont importants. Les conséquences de ce choix sont essentiellement une non maîtrise des déplacements car la petite section du fil ne permet pas de traduire les informations choisies au niveau de la gorge de l'attache dans les techniques d'arc droit. L'utilisation de la superélasticité ou de la mémoire de forme permet de contrer en partie ce problème : lors du déplacement dentaire provoqué, la transformation martensite/austénite est caractérisée par une chute importante du pseudomodule qui de ce fait diminue l'effet de la section du fil au niveau de la valeur de la rigidité en flexion. Ainsi un fil rectangulaire de section importante peut être choisi en premier arc, remplir la gorge de l'attache et exprimer les informations correspondant au mouvement choisi dans les trois directions de l'espace [18].

Figure 10 - Autre exemple d'utilisation d'arcs NiTi



(Dr. H Rocher De Vadder)

Ces fils permettent de réaliser simultanément des corrections de rotations, de versions, de torques. Ils sont donc indiqués dans les phases initiales du traitement orthodontique : nivellement horizontal et vertical et alignement. Ils évitent le changement d'arcs de sections croissantes.

Figure 9 - Exemples d'utilisation d'un arc NiTi, carré de section 0,020 x 0,020 inch (0,507 mm)



-a-

-b-

-c-

a) le jour de la pose ; b) un mois et demi après ; 8 mois après (Dr C Demange).

III ANNEXES

BIBLIOGRAPHIE

- (1) Duerig T, Pelton A, Stöckel D. : An overview of nitinol medical applications. *Materials science & engineering*, 1999: 273-275, 149-160.
- (10) Goo E, Sinclair R : The B2 to R transformation in Ti₅₀Ni₄₇Fe₃ and Ti_{49,5}Ni_{50,5} alloys. *Acta Met.* 1985, 33(9) : 1717-1723.
- (11) Bührer W, Zolliker M, Gotthard R : Crystal structures of the shape memory alloy NiTi : comments on recent publications in *Acta Metall Mater. Scripta Met.* 1992, 26 : 1149-1151.
- (12) Norme AFNOR : Alliages à mémoire de forme : Vocabulaire et mesures. (Indice de classement : A 51-080.), Avril 1991.
- (13) Van Humbeeck J, Stalmans R, Chandrasekaran M, Delaey L : On the stability of shape memory alloys. In: *Engineering aspects of shape memory alloys*. London: Butterworth-Heinemann; 1990: 96-105.
- (14) Morgan NB, Friend CM : A review of shape memory stability in NiTi alloys. *J Phys IV*. 2001; 11:325-332.
- (15) Thompson SA : An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 2000,33, 297-310.
- (16) Buchanan LS : The standardized-taper root canal preparation - Part 1. Concepts for variably tapered shaping instruments. *International Endodontic Journal*. 2000; 33: 516-529.
- (17) Roane, JB, Sabala CL, Ducanson MG : The balance force concept for instrumentation of curved canals. *Journal of Endodontics*. 1985; 11: 201-211.
- (18) Garrec P, Tavernier B, Jordan L : Evolution of flexural rigidity according to cross-sectional dimension of superelastic NiTi orthodontic wire. *European Journal of Orthodontics*. 2005 ; 27(4) : 1-6.
- (2) Civjan S, Huguet EF, De Simon LB : Potential applications of certain NiTi alloys. *J. Dent. Res.*, 1975, 54(1) : 89-96.
- (3) Buhler WJ, Wang FE : A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Enging.*. 1968, 1 : 105-120.
- (4) Walia H, Brantley WA, Gerstein H : An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod.* 1988 ; 14 : 346-51.

- (5) Patoor E, Berveiller M : Les alliages à mémoire de forme.- Paris : Hermes, 1990.- 63p.
- (6) Guénin G : Alliages à mémoire de forme. Techniques de l'Ingénieur. 1986, 10 : 1-11.
- (7) Muller J : Alliages à mémoire de forme. Matériaux et Techniques. 1988, 7(8) : 7-16.
- (8) Gotthard R, Lehnert T : Alliages à mémoire de forme. In : Traité des matériaux n°19 : Matériaux émergents, Lausanne : Presses polytechniques et universitaires romandes ; 2001 : 81-105.
- (9) Jordan L, Chandrasekaran M, Masse M, Bouquet G : Study of the phase transformations in Ni-Ti based shape memory alloys, J Phys IV. 1995, 5 : 489-494.