

Analyse de la rupture des tiges chirurgicales de croissance en configuration simple

Mémoire présenté par
Maïté CROONENBORGH

en vue de l'obtention du grade de Master
ingénieur civil en chimie et science des matériaux

Promoteur(s)
Thomas PARDOEN

Lecteur(s)
Pascal JACQUES, Maryline MOUSNY

Année académique 2016-2017

Abstract

La scoliose est une déformation anormale de la colonne vertébrale dans le plan frontal. Cette déformation peut apparaître à tout âge et pose un réel souci lorsqu'elle apparaît chez les enfants. En fonction de l'amplitude de cette déformation, différents traitements existent. Dans les cas les plus sévères, il faut avoir recours à de la chirurgie. Cette chirurgie consiste en l'insertion d'une ou de deux tiges le long de la colonne préalablement redressée afin d'aider celle-ci à se maintenir droite. Dû à la croissance de l'enfant ainsi qu'à sa scoliose, les contraintes dans les tiges peuvent être élevées et mener à la rupture de la tige. Le but de ce mémoire est de trouver des pistes pour permettre d'augmenter la durée de vie de ces tiges.

Le montage H3S2 (3 hooks 2 screws), à tige unique, a été considéré. Des tiges en titane commercialement pur, en alliage de titane TiAl6V4 et en alliage de cobalt chrome, typiquement utilisées pour ces chirurgies, ont été choisies. Dans un premier temps, les propriétés mécaniques et chimiques des tiges intactes ont été caractérisées. Les pertes de propriétés ainsi que les contraintes résiduelles dues au pliage des tiges lors de la chirurgie ont été quantifiées au moyen d'essais paramétriques.

Il est apparu que le procédé de mise en forme des tiges étudiées est probablement l'extrusion. Afin de rétablir une microstructure isotrope et d'introduire des contraintes de compression en surface, certaines subissent un traitement thermique suivi d'un procédé de grenaillage. Ces contraintes de compressions améliorent les propriétés en fatigue. De plus, une augmentation de la dureté à l'approche de la surface a permis de mettre en évidence l'usage du procédé de grenaillage. Ensuite, les ratios de Bauschinger ont permis de déterminer le type d'écrouissage de chacun des matériaux. L'alliage de cobalt chrome est celui montrant l'écrouissage ayant le plus une tendance cinématique ($BEF=0.216$) et les tiges en TiAl6V4 et en titane pur ont elles un écrouissage davantage mixte ($BEF= 0.585$ et 0.576 respectivement). De plus, grâce aux simulations du pliage des tiges, une zone de traction a été observée sur la partie concave de la tige après son retour élastique et inversement. Afin de suivre la lordose de la colonne, la tige doit être pliée, induisant une zone de traction dans la partie concave de la tige. Cette zone de traction semble être à l'origine de l'affaiblissement et de la rupture de celle-ci. Par ailleurs, il a été constaté que les contraintes internes présentes dans la tige dues au pliage, augmentent rapidement avec l'angle de pliage. Finalement, les essais de fatigue 3 points ont montré que la tige n'ayant pas subi de pliage présente une résistance en fatigue bien plus élevée que les tiges pliées qui ont une résistance se situant aux alentours des 200 000 cycles. En considérant que, selon les chirurgiens, ces tiges cassent en moyenne après 14 mois, cela représente environ une sollicitation toutes les 3 minutes. La fatigue pourrait donc venir des mouvements de la vie quotidienne de l'enfant (se lever, s'abaisser, s'habiller, jouer, ...). Enfin, les tiges successivement pliées et redressées montrent des propriétés encore plus faibles que les tiges pliées.

Dès lors, il est conseillé aux chirurgiens d'éviter de plier les tiges mais également de ne pas les redresser suite à une erreur de pliage. A ce stade de la recherche, davantage de résultats sont nécessaires afin de sélectionner le matériau montrant les meilleures propriétés dans cette application.

Abstract (english version)

Scoliosis is an abnormal deformation of the vertebral column in the frontal plane. This deformation can appear at any time during life but it is more problematic when it occurs during childhood. Depending on the amplitude of the deformation, different treatments are applied. In the most severe cases, surgery is required. During the surgery, one or two growth rods are placed along the previously straighten column to act as a support to correct the scoliosis. Since children keep growing and the column tries to return to its initial (deformed) position, the high stresses inside the rods can lead to failure. The aim of this master thesis is to find some progression axes in order to increase the rods lifetime.

The H3S2 setup (3 hooks 2 screws), which uses one rod, has been analysed. Pure titanium, titanium alloy TiAl6V4 and cobalt-chromium alloy, that are typically used in surgery, were selected. The chemical and mechanical properties of the intact rods were initially characterised. The loss of properties and the internal stresses presents in the rods due to the bending of the rods during surgery were quantified by means of parametric tests.

It appears that the forming process of the rods probably consisted of extrusion. To recover an isotropic microstructure and introduce a compressive stress state at the rod surface, some of them undergone an annealing process followed by a shot blasting process. The compressive stress state enhances the fatigue properties of the rods. Moreover, an increase of the hardness close to the surface highlighted the usage of shot blasting. Then, the Bauschinger ratios allowed to determine the type of hardening for each material. The cobalt chromium alloy showed the most kinematic hardening ($BEF=0.216$) while the titanium alloy and pure titanium rods showed a rather mixed hardening ($BEF= 0.585$ and 0.576 respectively). In addition, the bending simulations highlighted a tension area present in the concave part of the rod after elastic recovery and vice versa. In order to follow the lordosis of the column, the rod must be bent, inducing a traction area in the concave side of the rod. This traction area appears to be at the origin of the weakening and failure of the rod. Furthermore, it has been noticed that the internal stresses induced by the bending process increase drastically with the angle. Finally, the 3 points fatigue tests showed that the straight rods present a resistance to fatigue well above the bended rods which showed a failure after approximately 200 000 cycles. Considering that, according to the surgeons, the rods usually break after 14 months, this represent one solicitation every 3 minutes. Therefore, the fatigue process could be due to the movements of the child during the day (stand up, stoop, get dressed, play,...). Additionally, the rods which were successively bended and straightened up showed even worst properties.

Surgeons should therefore avoid to bend the rods if deemed unnecessary and avoid to straighten them if a mistake during bending should occur. At this stage of the research, more results are required to select the material with best properties for this application.

Remerciements

La première personne que je tiens à remercier est mon promoteur, le Professeur Thomas Pardoën, pour ses conseils avisés ainsi que la liberté donnée lors de l'accomplissement de mon travail.

Un merci tout particulier à Karim Ismail qui m'a soutenue, aidée et conseillée tout au long de ce travail.

Merci à Marc Sinneave et Quentin Mestrez qui ont fourni un travail conséquent lors des différents essais en laboratoire pour la préparation des échantillons et l'adaptation des machines de tests à ceux-ci.

Un grand merci à Maryline Mousny ainsi qu'à Philippe Maxy. Maryline Mousny pour la confiance qu'elle nous a témoignée et l'idée du projet qui m'a particulièrement intéressée. Ses conseils et son regard de chirurgienne orthopédique m'ont aidée tout au long de sa réalisation. Philippe Maxy pour ses conseils m'ayant permis d'orienter ma recherche au début de ce mémoire grâce à son expertise et son soutien.

En ce qui concerne la partie informatique de ce mémoire, je remercie Laurent Duchêne, Siboyuan et Jérémy Chevalier pour leur disponibilité et leur précieuse aide fournie pour le code d'éléments finis en Lagamine ainsi que le maillage d'Abaqus.

Merci à Ronny pour sa patience lors de la préparation de toutes les solutions chimiques nécessaires à la révélation microstructurale du Cobalt-Chrome. Merci à Sophie Ryelandt et Audrey Favache pour leur aide lors de la nanoindentation et tous les conseils d'analyse qu'elles m'ont apportés. Merci à Laurence Ryelandt, Frederic Van Wonterghem et Jonathan Lorfevre pour les formations au microscope optique à balayage, aux attaques chimiques et à la manipulation des machines du hall.

Je tiens à mentionner le plaisir que j'ai eu à travailler au sein du laboratoire Imap, et j'en remercie ici tous les membres.

Je remercie aussi ma famille, ainsi qu'Adrien, pour leurs encouragements et leur présence quotidienne.

Maïté

Table des matières

Abstract	2
Abstract (english version)	3
Remerciements	4
Notations	7
Table des figures	8
Liste des tableaux	11
Index	12
Introduction	13
1 État des connaissances	14
1.1 Contexte général	14
1.1.1 La scoliose	14
1.1.2 Tiges de croissance simples ou doubles lors de scolioses précoces	18
1.2 Phénomène de fatigue	23
1.3 Problématique	25
1.4 Objectifs et plan du TFE	29
2 Procédures expérimentales	31
2.1 Analyse de composition chimique	31
2.2 Analyse microstructure	31
2.3 Acquisition d'images	31
2.4 Analyse de la dureté	32
2.5 Essai de traction	35
2.6 Essai de fatigue	35
2.7 Essai Bauschinger	37
3 Matériaux de l'étude	42
3.1 Tiges	42
3.2 Composition des matériaux	42
3.3 Microstructure initiale	44
4 Résultats	46
4.1 Essai de traction	46
4.2 Essai de dureté	47
4.3 Essai de fatigue	49
4.4 Essai Bauschinger	50

5	Modélisation	55
5.1	Définition du maillage	55
5.2	Paramètres du matériau	56
5.3	Contraintes résiduelles	56
5.3.1	Influence de l'angle de pliage	57
5.3.2	Indentation de la tige	58
6	Discussions	59
6.1	Dureté et Module	59
6.2	Contraintes internes	60
6.3	Fatigue	64
	Conclusions	65
	Bibliographie	67
A	Lien entre la contrainte et la force (fatigue)	70
B	Plasticité des métaux	72
B.1	Écrouissage	72

Notations

<i>3H2S</i>	3 hooks 2 screws - système de fixation de tiges simples
<i>A</i>	Aire d'indentation
<i>AsB</i>	Angle selective Backscatter - détecteur d'électrons rétro-diffusés
<i>CoCr</i>	Alliage de Colbalt-Chrome
<i>CSM</i>	Continuous Stiffness Measurement
<i>E</i>	Module d'Young
<i>EDX</i>	Analyse dispersive en énergie d'un rayonnement de rayons X
<i>EOS</i>	Early Onset Scoliosis (Scoliose précoce)
<i>h</i>	Profondeur d'indentation
<i>HCF</i>	High-cycle fatigue
<i>HV</i>	Dureté Vickers
<i>LCF</i>	Low-cycle fatigue
<i>MEB</i>	Microscope électronique à Balayage
<i>OPS</i>	Suspension à la silice colloïdale
<i>OPA</i>	Suspension d'alumine
<i>P</i>	Charge en Newton
<i>S</i>	Raideur de contact
<i>SE2</i>	Secondary electrons - Détecteur d'électrons secondaires
<i>TiAl6V4</i>	Alliage de Titane
<i>TiCP</i>	Titane Commercialement Pur
<i>VHCF</i>	Very High-cycle fatigue
ϵ	Déformation
ν	Coefficient de Poisson
σ	Contrainte
σ_y	Limite d'élasticité

Table des figures

1.1	Différents types de colonnes vertébrales selon la classification de Roussouly - [8] .	14
1.2	Illustrations de cyphose, lordose et scoliose - [9]	14
1.3	Définition des termes anatomiques utilisés dans le domaine des scolioses - Adaptée de [12]	15
1.4	Radiographie d'une colonne vertébrale d'un patient atteint de scoliose - [13] . . .	15
1.5	Signes extérieurs permettant d'identifier un patient scoliotique - Adaptées de [11]	15
1.6	Détermination de l'angle de Cobb - [11]	15
1.7	Développement des alvéoles et du volume pulmonaire en fonction de l'âge des enfants - [13]	16
1.8	Illustration des attelles placées sur les enfants - [11]	17
1.9	Radiographie aux Rayon X d'une scoliose traitée par tige simple ou double - [19] et [15]	19
1.10	Tige proéminente dans le dos d'un enfant - [20]	19
1.11	Illustration d'un cas où la tige de croissance a dû être pliée pour s'adapter à la morphologie du patient - [19]	20
1.12	Le french bender est un outil permettant de plier localement la tige de croissance. Cet outil laisse des marques sur la surface de la tige - [22]	20
1.13	3 tiges de 5.5 mm de diamètre en acier inoxydable, alliage de titane et alliage de cobalt chrome - [2]	21
1.14	Illustration de la fixation des 3 crochets et des 2 vis en configuration 3H2S - [25]	22
1.15	Comparaisons entre les différentes conditions d'appuis en flambement - adaptée de [26]	22
1.16	Graphique S-N montrant les 2 types de courbes typiques - adapté de [28]	23
1.17	Graphique S-N montrant l'augmentation de la résistance à la fatigue après laminage	24
1.18	Etat de contrainte lors d'une flexion 3 points - [29]	24
1.19	Profil de chargement avant et après flexion 3 points pour une tige précontrainte -[29]	25
1.20	Illustration d'une tige simple ayant cassé dans le dos du patient	25
1.21	Rupture en fatigue dans la zone B et de manière ductile dans la zone C - [5] . . .	26
1.22	Illustration de l'effet vilebrequin sur la colonne, a) Colonne avec scoliose, b) Après la fusion, la colonne continue de grandir et se déforme davantage - [11]	26
1.23	Comparaison de 4 tiges pliées de matériaux différents soumises à de la fatigue - [22]	27
1.24	Comparaison de 2 tiges de titane pur soumises à de la fatigue, l'une pliée, l'autre droite - [22]	28
1.25	Graphique de la charge et du déplacement pour 4 tiges de CoCr de 6mm de diamètre - non pliée, pliée et ensuite redressée, pliée à 20° et pliée à 40° - [21] .	28
1.26	Comparaison du nombre de cycles en fatigue avant rupture pour 3 matériaux différents avec 4 états initiaux différents - [7]	29
2.1	Electrons utilisés lors de l'analyse d'image au MEB - [34]	32
2.2	Plan de la nanoindentation, nombre d'indents pour chacune des zones	33
2.3	Images MEB montrant les différentes zones d'indentation	33

2.4	Chargement lors de la nanoindentation	33
2.5	Courbe d'indentation continue - Continuous Stiffness Measurement (CSM) - [35]	34
2.6	Illustration des phénomènes de pile-up et Sink-in (a) Vue de profil de l'indent dans le matériau (b) empreinte laissée en surface - [37]	34
2.7	Comparaison de la microdureté et la nanoindentation	35
2.8	Schéma de la fatigue en flexion 3 points	36
2.9	Images des différentes tiges après le pliage	37
2.10	Courbe de contrainte déformation dans le cas d'un matériau ne subissant pas d'effet Bauschinger - [38]	37
2.11	Courbe de la contrainte déformation illustrant l'effet Bauschinger - [38]	38
2.12	Évolution des contraintes internes lors du chargement plastique d'une tige précontrainte	39
2.13	Forces sur une dislocation rencontrant un obstacle lors du premier chargement et du chargement inverse - adaptée de [41]	39
2.14	Evolution des contraintes dans un matériau composé de 2 phases - adaptée de [42]	40
2.15	Éprouvette utilisée lors des essais Bauschinger	40
2.16	Photo prise durant l'expérience de Bauschinger	40
2.17	Illustration de la technique utilisée pour déterminer la limite d'élasticité lors de la rotation inversée	41
3.1	Données fournies par Medtronic	42
3.2	Composition Alliage Cobalt-Chrome	43
3.3	Composition Alliage TiAl6V4	43
3.4	Structure cristalline des 2 phases présentes dans le TiAl6V4	43
3.5	Définition de la coupe Axiale et Radiale	44
3.6	Microstructure CoCr	44
3.7	Macles dans le CoCr	44
3.8	Microstructure TiAl6V4	45
3.9	Microstructure TiCP	45
4.1	Courbes de traction des différents matériaux	46
4.2	Évolution radiale du module d'Young dans la tige de CoCr	47
4.3	Évolution radiale du module d'Young dans la tige de TiAl6V4	48
4.4	Évolution radiale du module d'Young dans la tige de TiCP	48
4.5	Évolution radiale de la dureté dans la tige de CoCr	48
4.6	Évolution radiale de la dureté dans la tige de TiAl6V4	49
4.7	Évolution radiale de la dureté dans la tige de TiCP	49
4.8	Repliage de tige pour la redresser	49
4.9	Résultats de la fatigue des tiges de TiAl6V4 en fonction de l'angle de pliage pour une contrainte maximum de 900MPa	50
4.10	Courbe de Bauschinger - Moment/Angle - CoCr	50
4.11	Courbe de Bauschinger - Moment/Angle - TiAl6V4 (sans correction)	51
4.12	Courbe de Bauschinger - Moment/Angle - TiCP	51
4.13	Alliage de titane ayant cassé dans les mors	51
4.14	Courbe de Bauschinger Moment/Angle du TiAl6V4 (avec correction)	52
4.15	Détermination de la limite d'élasticité du CoCr (rotation inverse)	52
4.16	Détermination de la limite d'élasticité du TiAl6V4 (rotation inverse)	52
4.17	Détermination de la limite d'élasticité du TiCP (rotation inverse)	53
4.18	Courbe de Bauschinger - Contrainte/déformation - CoCr	53
4.19	Courbe de Bauschinger - Contrainte/déformation - TiAl6V4	54
4.20	Courbe de Bauschinger - Contrainte/déformation - TiCP	54

5.1	Maillage utilisé lors des simulations de pliage	55
5.2	Représentation graphique des paramètres du matériau sur une courbe de contrainte déformation	56
5.3	Détermination de l'angle de pliage dans les simulations - L'angle vaut 2 fois la pente entre les 2 noeuds	56
5.4	Zones de compression et de traction durant le pliage et après le retour élastique .	57
5.5	Courbe de contraintes pour 2 éléments dans la tige durant le pliage	57
5.6	Déformations selon y dans la tige avant retour élastique	58
5.7	Déformations selon y dans la tige après retour élastique	58
6.1	Images MEB des empreintes suite à la nanoindentation	59
6.1	Images MEB des empreintes suite à la nanoindentation (cont.)	60
6.2	Avantage de l'effet Bauschinger lors du pliage des tiges	61
6.3	Contrainte maximale selon x dans la tige après pliage en fonction de l'angle . . .	62
6.4	Position typique de la rupture dans une tige	62
6.5	Direction de propagation de la fissure dans la tige - Image non publiée, issue du travail de Arnaud Ribesse	63
A.1	Schéma de la fatigue en flexion 3 points	70
A.2	Analyse des efforts internes dans la tige	70
B.1	Courbe de contrainte déformation typique - [38]	72
B.2	Illustration de la surface de charge - [38]	73
B.3	Evolution de la surface de charge dans le cas d'un écrouissage isotrope - [38] . . .	73
B.4	Evolution de la surface de charge dans le cas d'un écrouissage cinématique - [38]	74

Liste des tableaux

1.1	Comparaisons de 3 techniques utilisables pour traiter des scolioses - selon[16]	18
2.1	Protocole de polissage TiCP et TiAl6V4	31
2.2	Protocole de polissage CoCr	32
2.3	Forces maximales imposées lors des essais de fatigue pour chaque matériau	36
2.4	Différents angles de pliage en fonction des matériaux	36
4.1	Résultats des essais de traction pour chaque matériau ($\pm$ écart type)	47
4.2	Résultats obtenus par microdureté ($\pm$ écart type)	47
4.3	Résultats obtenus par nanoindentation - Valeurs moyennes prises au centre des tiges ($\pm$ écart type)	47
4.4	Limites d'élasticité des différents matériaux lors de la seconde torsion	53
4.5	Ratio de Bauschinger et contrainte de backstress pour les 3 matériaux	54
5.1	Paramètres du matériau TiAl6V4	56
5.2	Première contrainte principale maximum en fonction de l'angle de pliage TiAl6V4	58
6.1	Validation des résultats de la nanoindentation	60
6.2	Contraintes de backstress et ratio de Bauschinger (BEF) pour les 3 matériaux	61

Index

Toutes les définitions contenues dans cet index proviennent du dictionnaire Larousse [1] sauf indication contraire.

Arthrodèse	Intervention chirurgicale consistant à bloquer définitivement une articulation afin de la rendre indolore et stable.
Biocompatibilité	Compatibilité du matériau avec les tissus humains [2]
Biofonctionnalité	Capacité d'un système à effectuer sa fonction [2]
Compliance	Précision avec laquelle un patient suit un plan de traitement convenu, observance des prescriptions thérapeutiques [3]
Congénital	Qui existe, est présent à la naissance.
Corroder	Ronger quelque chose, l'entamer progressivement par une action chimique : Les acides corrodent les métaux.
Cyphose	Déformation de la colonne vertébrale, anormalement convexe en arrière.
Distal	Se dit de la partie d'un organe, ou d'un membre, qui est la plus éloignée d'un organe de référence ou du tronc.
Ecrouissage	L'écrouissage d'un métal est le durcissement d'un métal sous l'effet de sa déformation plastique (définitive) [4]
Idiopathique	Se dit d'une maladie ou d'un symptôme dont la cause est inconnue.
Lordose	Courbure physiologique de la colonne vertébrale se creusant vers l'avant.
Proximal	Se dit de la portion d'un élément anatomique la plus rapprochée d'un organe de référence situé en amont de cet élément par exemple, pour un membre, de la portion rattachée au tronc.
Scoliose	Incurvation latérale pathologique de la colonne vertébrale (rachis).

Introduction

La scoliose est une déformation anormale de la colonne vertébrale dans le plan frontal. Cette déformation peut apparaître à tout âge et pose un réel souci lorsqu'elle apparaît chez les enfants. En effet, ceux-ci étant en pleine croissance, cette déformation vertébrale peut avoir un impact sur la croissance d'autres éléments dans le corps comme par exemple les poumons.

En fonction de l'amplitude de cette déformation, différents traitements existent. Dans les cas les plus sévères, il faut avoir recours à de la chirurgie. Cette chirurgie consiste en l'insertion d'une ou de deux tiges le long de la colonne préalablement redressée afin d'aider celle-ci à se maintenir droite. Dû à la croissance de l'enfant ainsi qu'à sa scoliose, les contraintes dans les tiges peuvent être élevées et mener à la rupture de la tige.

Cette rupture apparaît chez plus de 15% des enfants ayant subi ce type de chirurgie. Il apparaît que celle-ci est due au phénomène de fatigue [5]. Il est donc nécessaire de trouver une solution afin de diminuer ce nombre de ruptures.

Pour trouver des pistes d'améliorations, il faut tout d'abord trouver les causes du problème. C'est ce que nous essayerons de faire durant cette recherche. Certains effets extérieurs comme la masse corporelle du patient ont bien sûr une influence mais ne permettent pas de trouver une piste d'amélioration du matériau. La première cause pourrait venir du pliage de la tige avant son introduction dans le dos de l'enfant. Le chirurgien utilise certains outils qui vont créer une augmentation des contraintes internes [6]. Une seconde proposition faite par Dick & Al. [7], est que cette rupture serait due aux indents laissés en surface par les connecteurs où par l'outil du chirurgien lors des pliages.

Nous analyserons le cas des montages à tige unique nommé H3S2. Pour ce faire, des tiges de 3 matériaux différents, typiquement utilisés pour ces chirurgies, ont été analysées. Dans un premier temps, celles-ci ont été caractérisées d'un point de vue mécanique et chimique pour pouvoir ensuite commencer les essais paramétriques afin de ressortir des tendances. Notre analyse paramétrique s'est portée sur l'influence du pliage de ces tiges lors de la chirurgie. Le but est de quantifier la perte des propriétés ainsi que les contraintes résiduelles présentes dans celles-ci. Ces contraintes peuvent être introduites par le procédé de pliage mais également par celui de la mise en forme des tiges.

Pour commencer, les notions théoriques nécessaires à l'étude de cette problématique sont reprises dans le Chapitre 1. Ensuite, les procédures expérimentales qui ont permis de mener cette étude sont reprises dans le Chapitre 2. Le Chapitre 3 est consacré à la présentation des matériaux analysés. Leur composition et leur microstructure y sont caractérisées. Pour continuer, les principaux résultats sont présentés dans le Chapitre 4. En parallèle des recherches expérimentales, quelques simulations numériques ont été réalisées afin de modéliser le pliage des tiges à l'aide de l'outil French Bender et ces résultats sont montrés dans le Chapitre 5. Pour finir, tous les résultats sont confrontés dans le Chapitre 6 pour tenter de mettre en évidence les tendances principales.

Chapitre 1

État des connaissances

1.1 Contexte général

Chaque humain est caractérisé par la forme de sa colonne vertébrale. Pour des personnes en bonne santé, la colonne peut prendre 4 types de formes différentes qui ont été définies par Roussouly & Al. Ces 4 types de colonnes sont illustrées dans la Figure 1.1. Cependant, chez certaines personnes, on observe des déformations plus ou moins accentuées dans certaines directions. Ces déformations peuvent être de 3 types : lordose, cyphose ou scolioses comme représentées dans la Figure 1.2.

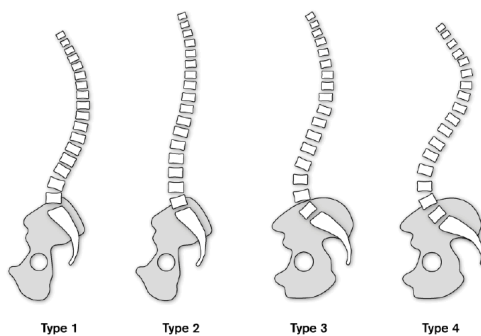


FIGURE 1.1 – Différents types de colonnes vertébrales selon la classification de Roussouly - [8]

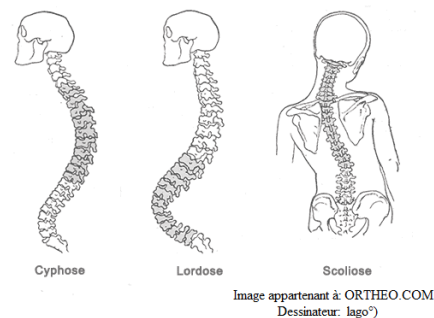


FIGURE 1.2 – Illustrations de cyphose, lordose et scolioses - [9]

Étant donné que cette recherche concerne l'analyse d'un système de correction pour les scolioses, il est utile de définir dans ce premier chapitre la problématique de la scolioses ainsi que ses effets sur la croissance des enfants. Cela mènera à la question des différents traitements existants et plus précisément sur celui des tiges de croissance.

1.1.1 La scolioses

La scolioses est définie comme une courbure anormale de la colonne vertébrale dans le plan frontal (voir Figures 1.3 et 1.4) [10]. Elle peut être associée à des rotations des vertèbres ainsi qu'à des déformations dans les plans sagittal et transverse [11]. Les vertèbres plus proches de la tête sont appelées vertèbres proximales et celles plus proches du bassin sont appelées vertèbres distales.

Un patient atteint de scolioses présente différents signes extérieurs dus à sa pathologie comme illustré sur la Figure 1.5 : Ses épaules et ses hanches ne sont pas alignées, on observe une courbure de la colonne et lorsque la personne se penche, son dos est incliné.

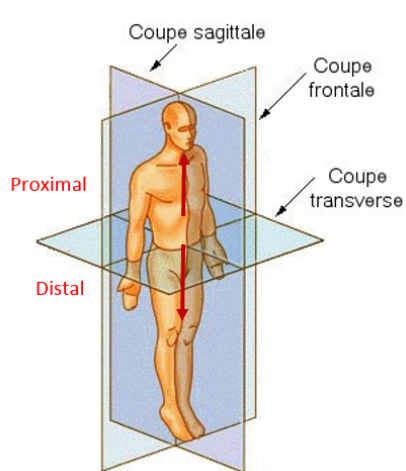


FIGURE 1.3 – Définition des termes anatomiques utilisés dans le domaine des scolioses - Adaptée de [12]

FIGURE 1.4 – Radiographie d'une colonne vertébrale d'un patient atteint de scoliose - [13]

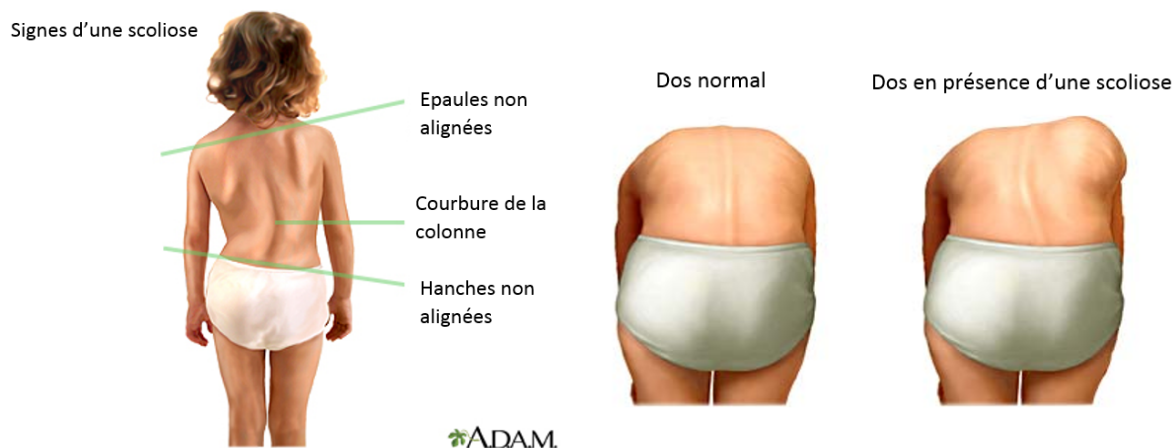


FIGURE 1.5 – Signes extérieurs permettant d'identifier un patient scoliotique - Adaptées de [11]

La sévérité de la scoliose est déterminée par l'angle de Cobb comme illustré sur la Figure 1.6. Afin de déterminer cet angle, 2 lignes sont tracées au niveau des vertèbres les plus inclinées de la colonne. Ces lignes doivent être parallèles aux vertèbres. Ensuite, leurs 2 perpendiculaires sont tracées et l'angle de Cobb est mesuré entre elles de sorte qu'une colonne droite ait un angle de Cobb de 0° . [10]

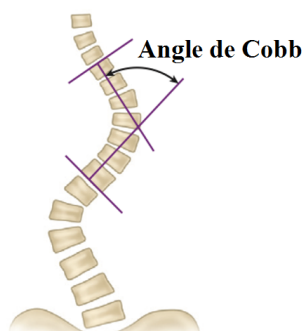


FIGURE 1.6 – Détermination de l'angle de Cobb - [11]

En fonction de l'âge auquel la scoliose est diagnostiquée, on parle de scoliose infantile (0-3 ans), juvénile (4-10 ans), adolescente (11-17 ans) ou adulte (>18 ans). Dans le cas des scolioses chez l'enfant, Dickson a défini les scolioses précoces (ou Early Onset Scoliosis - EOS en anglais) comme les scolioses étant détectées entre la naissance et 5 ans [14]. Ces scolioses doivent être suivies de près étant donné que l'enfant est loin d'avoir fini sa croissance. En effet, un des risques majeur des scolioses précoces est le mauvais développement pulmonaire de l'enfant et ce risque est d'autant plus important lorsqu'une scoliose est diagnostiquée avant l'âge de 5 ans.

La croissance des poumons est fortement liée à celle de la colonne. Leur développement est assez complexe et continu jusqu'à l'adolescence [15]. Comme le graphe de la Figure 1.7 le montre, le nombre d'alvéoles ainsi que le volume des poumons augmentent fortement au début de la croissance. Toute déformation anormale de la colonne vertébrale engendre des problèmes de développement et de fonctionnement respiratoire [13]. Il est donc nécessaire de traiter ce problème le plus tôt possible [16]

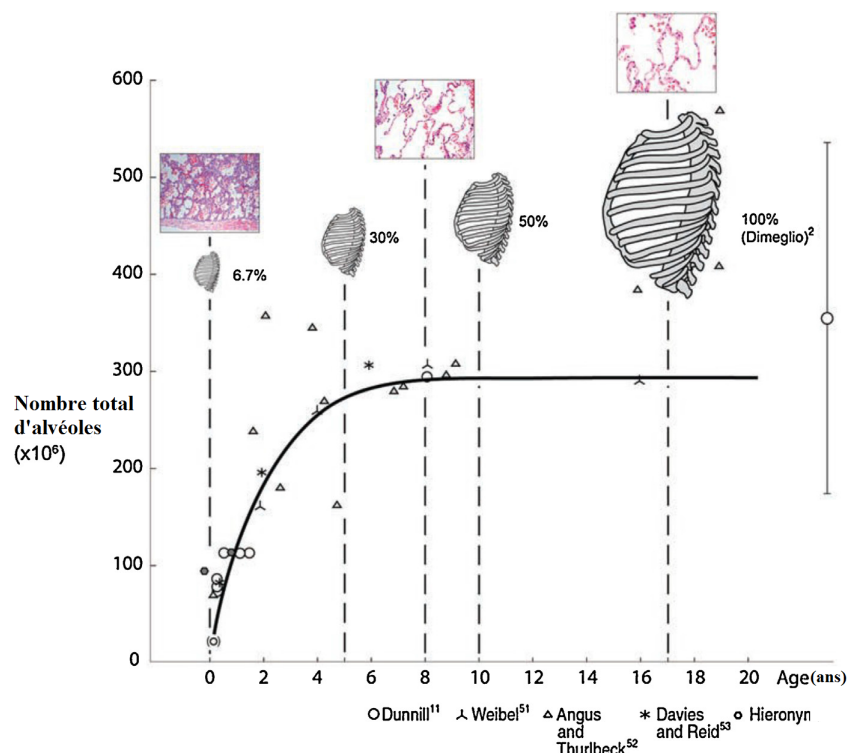


FIGURE 1.7 – Développement des alvéoles et du volume pulmonaire en fonction de l'âge des enfants - [13]

Les causes

Les scolioses peuvent avoir différentes origines, elles sont classées en 3 classes principales [17] :

- **scoliose congénitale** : ce type de scoliose est dû à une malformation présente dès la naissance. La scoliose peut se développer plus tard durant la croissance, mais son origine est une colonne mal formée depuis la naissance. Cette origine est déterminée en faisant une radiographie qui permet d'identifier une malformation ou non.
- **scoliose syndromique/neuromusculaire** : dans ce cas, la scoliose est due à une maladie ou un trouble musculaire. Les muscles tenant la colonne vertébrale sont fortement affaiblis et ont plus de mal à maintenir la colonne vertébrale droite. Ces types de scolioses sont souvent accompagnés d'autres affaiblissements musculaires dans le corps et sont identifiés généralement durant l'enfance.

- **scoliose idiopathique** : ce dernier cas rassemble toutes les scolioses n'ayant pas de cause connue. Les personnes touchées par une scoliose idiopathique sont en bonne santé. Ce type de scoliose est davantage présent chez les filles que chez les garçons.

Les traitements

La solution la plus efficace pour éviter que la situation ne s'aggrave est l'arthrodèse des vertèbres, c'est-à-dire la fusion des vertèbres afin d'empêcher tout mouvement dans ces articulations. Cette technique est très utile dans le cas des adultes ou des adolescents ayant presque terminé leur croissance car cette fusion est facilement compensée dans le corps. Dans le cas d'enfants en pleine croissance, les conséquences sont beaucoup plus importantes. En effet, la colonne vertébrale est un élément central du corps et si sa croissance ne se fait pas correctement, d'autres parties du corps en sont affectées.

Un des problèmes majeurs chez les enfants atteints de scoliose est donc l'insuffisance respiratoire causée par l'incapacité du thorax à maintenir correctement les poumons. Il existe différents traitements possibles (chirurgicaux ou non) en fonction de la gravité de la scoliose de l'enfant afin de retarder la fusion vertébrale [10] :

- Lorsque l'angle de Cobb est inférieur à 20 degrés, un suivi régulier est nécessaire en fonction de la vitesse de croissance de l'enfant. Celui-ci devra effectuer des contrôles médicaux ainsi que des radiographies.
- Lorsque l'angle se situe entre 20 et 40 degrés, la scoliose peut généralement être traitée grâce à une attelle ou un plâtre entourant le buste de l'enfant. Son efficacité dépendra du stade de la croissance de l'enfant. Le traitement est généralement répété 2 à 3 fois sur une période de 6 à 9 mois.
- Ensuite, si l'angle est au-delà de 45 degrés, les traitements chirurgicaux se mettent généralement en place. Il est alors possible d'introduire des tiges de croissance afin d'aider à corriger la courbure de la colonne. Cependant, si l'angle dépasse 70 degrés, il devient difficile de la corriger et de nombreux chirurgiens recommandent soit l'arthrodèse antérieure et postérieure, soit la suppression de certains disques vertébraux ou de certains ligaments longitudinaux antérieurs pour redresser la colonne avant d'effectuer une fusion de la colonne. [10]

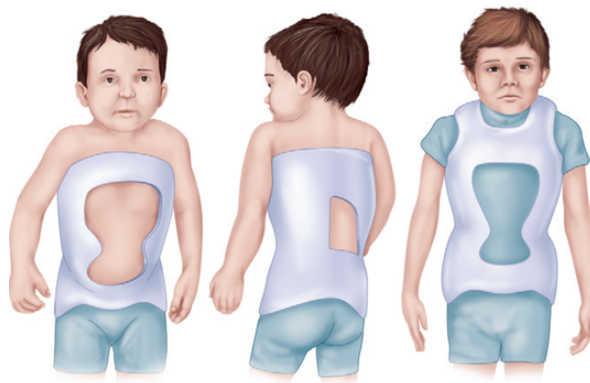


FIGURE 1.8 – Illustration des attelles placées sur les enfants - [11]

Chaque technique comporte des avantages comme des inconvénients qu'il convient de prendre en compte comme l'illustre le tableau 1.1. La recherche faite ici concernera la correction par tige de croissance. Ses avantages et inconvénients seront davantage discutés dans la section suivante.

TABLE 1.1 – Comparaisons de 3 techniques utilisables pour traiter des scolioses - selon[16]

Plâtre	Avantages : Inconvénients :	- Technique non chirurgicale - Ne peut être retiré - Permet la rotation de la colonne - Peut soigner de faibles scolioses - Peut engendrer des complications cutanées - Ne peut être retiré - Peut nécessiter de longs traitements pour obtenir un résultat - Peut déformer la cage thoracique
Attelle	Avantages : Inconvénients :	- Permet de stabiliser la courbure de la colonne - Amovible - Mieux tolérée qu'un plâtre - Ne soigne pas les scolioses - Amovible (Difficile de garder la compliance sur une longue durée de traitement)
Tige de croissance	Avantages : Inconvénients :	- Pas besoin d'arthrodèse vertébrale - Permet la croissance thoracique et vertébrale - Permet la correction de la courbure de la colonne - Problèmes fréquents d'implant et de plaie - Peut résulter en une arthrodèse naturelle de la colonne ainsi qu'une diminution de sa vitesse de croissance après de multiples chirurgies d'allongement. - Pas de contrôle sur la déformation de la cage thoracique

1.1.2 Tiges de croissance simples ou doubles lors de scolioses précoces

L'introduction des tiges de croissance permet de retarder la fusion de la colonne vertébrale le temps que celle-ci atteigne sa maturité. Il est possible d'introduire une ou deux tiges sous la peau de l'enfant en les fixant en plusieurs points sur la colonne avec des crochets ou des vis. Une fois en place, l'enfant revient (environ) tous les 6 mois afin d'allonger la tige et de permettre à la colonne de continuer à grandir. Pour cela, la tige introduite lors de la première opération est plus longue que nécessaire et la longueur en excès est placée distalement. Lors des chirurgies d'allongement, une simple incision au niveau de la vis du bas permet d'allonger la tige.

Deux possibilités existent pour les tiges de croissance : la configuration simple ou double. Ces 2 systèmes sont illustrés dans la Figure 1.9. Les tiges de croissance doubles sont les premières à avoir existé, elles ont été développées dans le milieu des années 1980. Les problèmes de cette configuration sont la longueur de l'intervention, les pertes de sang associées ainsi que la prééminence du système dans le dos. Les chercheurs ont donc décidé de se pencher sur un système plus simple constitué d'une seule tige qui devrait permettre d'améliorer ces problèmes [18]. Les premiers résultats obtenus par Albers & al. ont montré des temps d'opération similaires et donc des pertes sanguines similaires pour des tiges simples ayant autant de points d'ancrage que les tiges doubles. Cependant, les tiges simples ont montré plus de cas de rupture.

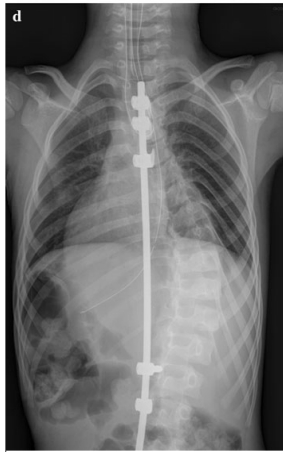


FIGURE 1.9 – Radiographie aux Rayon X d'une scoliose traitée par tige simple ou double - [19] et [15]

Les tiges peuvent être placées directement sous la peau ou alors plus profondément sous les muscles. Lorsque la tige est placée sous la peau, la cicatrisation est plus compliquée étant donné que la tige peut être proéminente comme sur l'image de la Figure 1.10. Il est donc préférable de la placer sous les muscles [15].

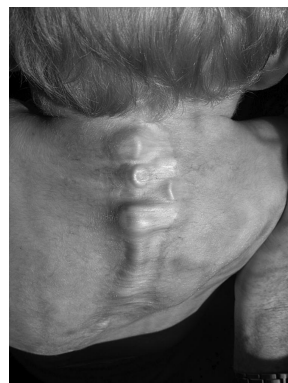


FIGURE 1.10 – Tige proéminente dans le dos d'un enfant - [20]

Concernant l'allongement de la tige, la durée entre 2 chirurgies dépendra de l'enfant. Bien qu'il ait été démontré que des allongements plus fréquents permettent aux enfants une plus grande croissance, ces interventions chirurgicales répétées augmenteraient le risque de complication. Dès lors, les plus jeunes enfants auront des chirurgies plus rapprochées (environ tous les 4 mois) que lorsqu'ils seront plus âgés (environ tous les 6 mois). La durée peut même aller jusqu'à 9 mois dans le cas où la tige est plus courte [15].

French Bender

Lors de l'implantation de la tige de croissance, il est nécessaire d'adapter la courbure de la tige à celle de la colonne comme illustré à la Figure 1.11. Pour cela la tige est pliée à l'aide de différents instruments. Le plus utilisé par les chirurgiens est le "french bender" illustré sur la Figure 1.12 [21].

Comme le montre l'insert de la Figure 1.12, l'outil laisse des indents à la surface de la tige qui peuvent être une source de fragilisation par la suite.

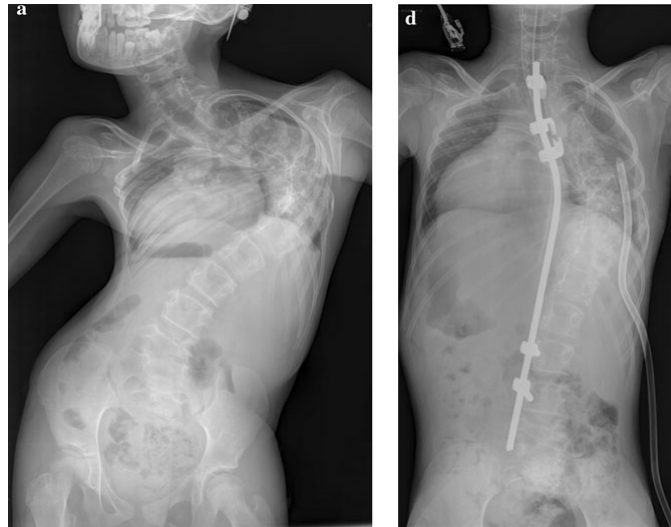


FIGURE 1.11 – Illustration d'un cas où la tige de croissance a dû être pliée pour s'adapter à la morphologie du patient - [19]



FIGURE 1.12 – Le french bender est un outil permettant de plier localement la tige de croissance. Cet outil laisse des marques sur la surface de la tige - [22]

Matériaux

Le choix des matériaux utilisés dans le domaine médical est très important. Leur performance dépend tout d'abord de leur biocompatibilité mais aussi de leur biofonctionnalité. Les propriétés les plus importantes pour des tiges de croissance sont une haute limite d'élasticité, une grande rigidité mais aussi une bonne résistance à la fatigue [2]. La limite d'élasticité est un indicateur de sa rupture, la rigidité influence la capacité à maintenir la correction et enfin la fatigue indique son endurance. Ces propriétés dépendent bien sûr du matériau mais aussi de sa longueur, de sa forme ou de sa section.

La biocompatibilité est très importante car l'implant peut générer des irritations une fois en place ou bien se corroder dans le cas des métaux [2]. Dès lors, la biocompatibilité prime sur la fonctionnalité lors du choix du matériau. Avec ces spécifications, différents matériaux peuvent être utilisés et les plus fréquents sont : l'acier inoxydable austénitique, le titane pur ou ses alliages et enfin les alliages de cobalt-chrome comme illustrés sur la Figure 1.13. Un autre concept, qui est aussi utilisé dans le traitement des scolioses, consiste en une tige de nitinol qui change de forme en fonction de la température de l'environnement mais celle-ci ne sera pas étudiée dans cette recherche. [2].

Lors de la chirurgie, les tiges sont pliées et ce pliage induit de petits indents sur les tiges (comme expliqué dans la section précédente). Il est donc nécessaire que le matériau sélectionné ait



FIGURE 1.13 – 3 tiges de 5.5 mm de diamètre en acier inoxydable, alliage de titane et alliage de cobalt chrome - [2]

une bonne résistance à l'entaille car ces indents diminuent la résistance à la fatigue du matériau [2]. Le titane pur et son alliage sont particulièrement sensibles à ces indents comparés à l'acier inoxydable. Cependant, l'alliage de cobalt-chrome l'est encore plus.

La corrosion des métaux dans le corps est aussi un point clé dans la sélection du matériau. L'alliage de cobalt-chrome est entouré d'une couche de Cr_2O_3 permettant de les protéger de la corrosion. Cette épaisseur peut varier entre 1 et 4 nm d'épaisseur [23]. De même, les tiges de titane pur ainsi que son alliage TiAl6V4 sont recouvertes d'une couche de TiO_2 allant de 3 à 10 nm d'épaisseur [24]

L'acier inoxydable et l'alliage de cobalt-chrome ont une rigidité plus élevée que les tiges de titane.[2].

L'acier inoxydable est un très bon matériau étant donné sa bonne résistance à la corrosion, sa bonne résistance à la fatigue, son excellente ductilité mais aussi sa facilité à être mis en forme. Cependant, son principal défaut est la difficulté d'obtenir des images en Imagerie par Résonance Magnétique de manière nette car ce matériau est ferromagnétique. En comparaison, le titane (et ses alliages) est intéressant car il permet de bonnes images par IRM, il a un bon ratio résistance/poids et a une bonne résistance à la corrosion mais il est plus sensible aux indents à sa surface [22].

Les différents matériaux analysés par la suite seront appelés par leur acronyme respectif : TiAl6V4 pour l'alliage de titane, TiCP pour le titane commercialement pur ; SS pour l'acier inoxydable et CoCr pour l'alliage de cobalt chrome.

Étant donné que cette recherche vise à analyser la rupture de tiges simples, la suite de cette section donnera au lecteur des informations sur son système d'accrochage.

3H2S (3 hooks 2 screws)

Pour tenir les tiges en place, différents systèmes existent afin de permettre l'allongement progressif. Le système analysé ici est le 3H2S composé de 3 crochets et 2 vis monoaxiales qui permettent de tenir une seule tige placée de manière sub-musculaire. Les crochets sont proximaux et placés sur des vertèbres adjacentes et les vis sont distales. Dans cette configuration, la réserve de longueur de la tige se situe distalement, près des vis [19]. Le chirurgien doit veiller à placer la tige de manière la plus verticale possible afin d'optimiser son efficacité. Lors du placement de la tige, le patient est placé sur une table d'opération équipée d'un système de traction. En

appliquant une tension progressive sur le patient anesthésié, les chirurgiens obtiennent une correction progressive de la colonne. La tige peut alors être fixée sur la colonne sans subir les contraintes aux points d'ancrage.

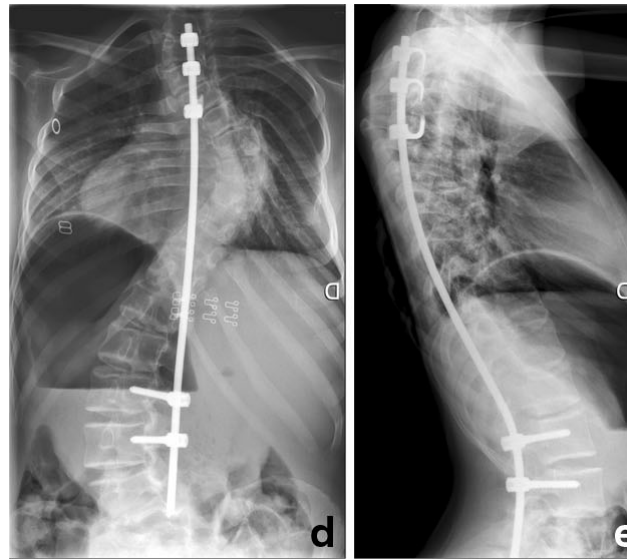


FIGURE 1.14 – Illustration de la fixation des 3 crochets et des 2 vis en configuration 3H2S - [25]

Selon Miladi & Al. [19], ce système s'est montré particulièrement efficace pour maintenir la correction de la colonne tout en permettant la croissance de celle-ci. De plus, peu de complications ont été rencontrées. Ses autres principaux avantages sont les rares procédures d'allongement ainsi que l'absence de période sous attelle après l'opération. Cependant, si l'angle de Cobb est au-delà de 50° , le patient doit être pris en charge avant l'opération de telle sorte que la correction soit maximale. Ce pré-traitement permettra d'obtenir un début de correction.

Comme le montre la Figure 1.15 [26], la configuration combinant 2 conditions limites d'encastrement permet de supporter la plus grande charge avant flambement pour des mêmes tiges. Ces conditions limites sont celles utilisées dans le montage 3H2S ce qui permet alors d'accréditer davantage celui-ci.

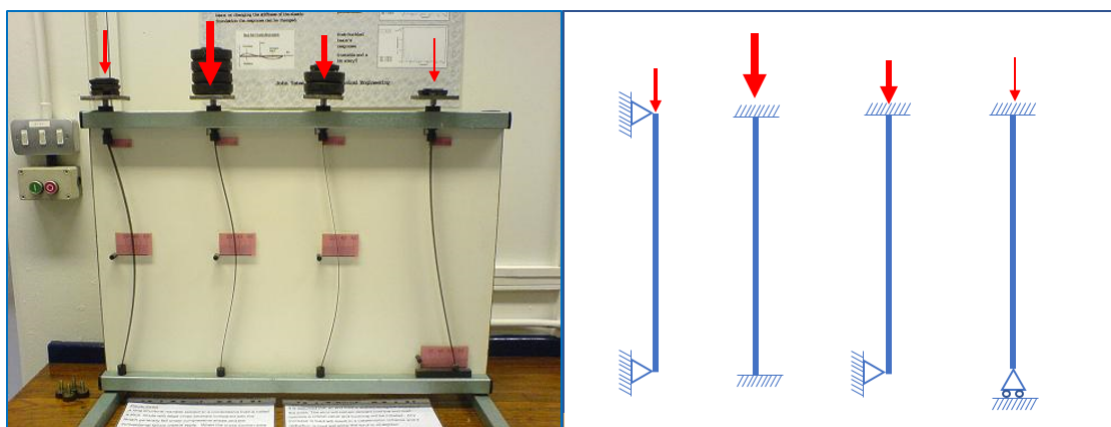


FIGURE 1.15 – Comparaisons entre les différentes conditions d'appuis en flambement - adaptée de [26]

1.2 Phénomène de fatigue

La rupture par fatigue des matériaux ductiles est due à l'initiation d'une fissure microscopique qui se propage progressivement [6]. Le mécanisme de fatigue consiste en une mise en contrainte cyclique d'un système sous sa limite d'élasticité. La rupture par fatigue prend place en 3 étapes :

- Initiation : qui consiste en la création, la germination de la fissure
- Propagation : la fissure se propage légèrement à chaque cycle jusqu'à atteindre une section trop faible pour supporter la charge
- Rupture : le matériau casse

Les deux premières étapes sont caractérisées par le nombre de cycles durant lesquels elles prennent place : N_I et N_P respectivement [27]. La rupture peut apparaître dans des conditions de faible nombre de cycles (LCF : low-cycle fatigue), à grand nombre de cycles (HCF : high cycle fatigue) ou à très grand nombre de cycles (VHCF : very high cycle fatigue). Les limites de ces régimes ne sont pas définies aussi clairement que sur la Figure 1.16 car aucune définition standard n'existe.

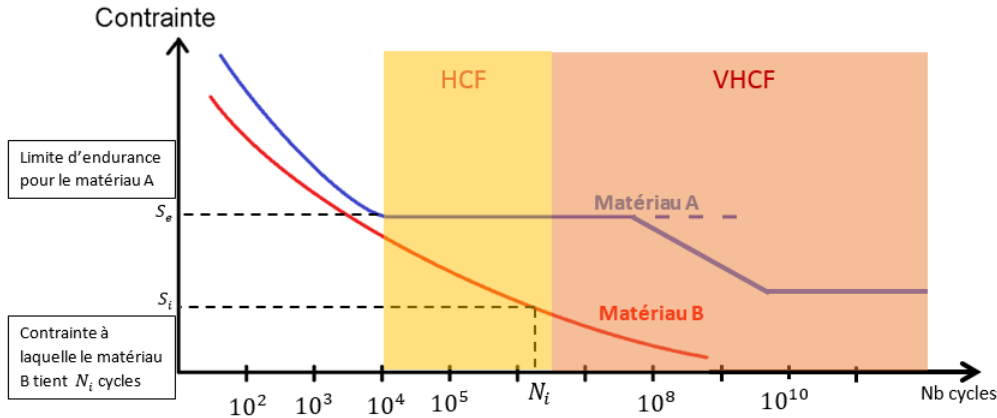


FIGURE 1.16 – Graphe S-N montrant les 2 types de courbes typiques - adapté de [28]

Ce phénomène peut prendre place même lorsque la contrainte appliquée est plus faible que la limite d'élasticité. En effet, dû aux défauts présents dans le matériau, le champ de contrainte local peut être supérieur à celui imposé. Les défauts seront donc des sites de fissuration préférentiels.

La fatigue des matériaux est donnée typiquement par un graphe S-N (Contrainte - Nombre de cycles). Cependant, il est important de faire attention aux conditions d'essais, celles-ci pouvant influencer fortement les résultats de fatigue (telles que la fréquence des cycles, l'amplitude des contraintes, l'environnement,...). L'amplitude des contraintes imposées peut être qualifiée de deux manières : le ratio A et le ratio R. Si l'on note C , la contrainte avec comme indice *min* pour minimum, *max* pour maximum, *m* pour moyenne, et *a* pour l'amplitude entre les deux contraintes $(C_{min} - C_{max}/2)$,

$$A = \frac{C_a}{C_m} \quad R = \frac{C_{min}}{C_{max}}$$

On utilise dans ce cas une valeur positive pour les contraintes de traction et une valeur négative pour les contraintes en compression.

Le graphique S-N représente le nombre de cycles effectués avant rupture en fonction de la contrainte appliquée (C_{min} , C_{max} ou C_a). Le nombre de cycles est indiqué sur une échelle logarithmique comme le montre la Figure 1.16

Dans les gammes LCF et HCF, nous pouvons classer les matériaux en 2 types : ceux dont la courbe est constamment décroissante (matériau B) et ceux dont la courbe devient horizontale à faible contrainte (matériau A). Cette dernière catégorie n'est pas sensible au phénomène de fatigue en-dessous de cette contrainte, c'est à dire qu'ils peuvent être soumis à un nombre infini de cycles. Cette contrainte s'appelle la limite d'endurance à la fatigue.

Un système de contrôle de température peut être fixé à l'échantillon afin de contrôler si l'échauffement du matériau n'est pas trop élevé ce qui pourrait changer ses propriétés de résistance.

Influence du grenaillage sur les propriétés en fatigue

Comme Almen le dit dans l'introduction de son article [29], la fatigue résulte des contraintes en tension à la surface, peut importe l'état de surface de celle-ci. Afin d'augmenter la résistance à la fatigue d'un matériau, l'idéal est de mettre la surface du matériau en compression. L'image 1.17 permet de voir l'effet du laminage sur la résistance à la fatigue. En effet, cette technique permet d'introduire des contraintes de compression à la surface du matériau.

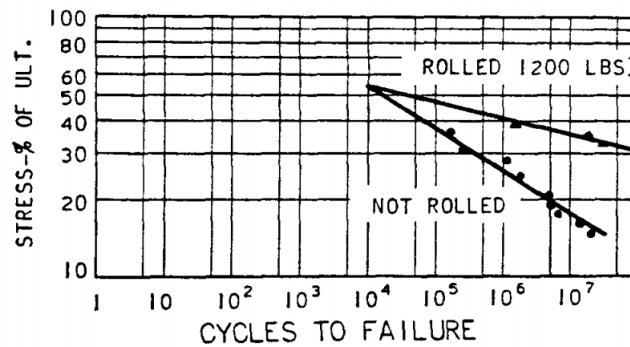


FIGURE 1.17 – Graphe S-N montrant l'augmentation de la résistance à la fatigue après laminage

Dans le cas d'une tige soumise à de la flexion 3 points, les contraintes sont réparties de manière anti-symétrique autour de la fibre neutre.

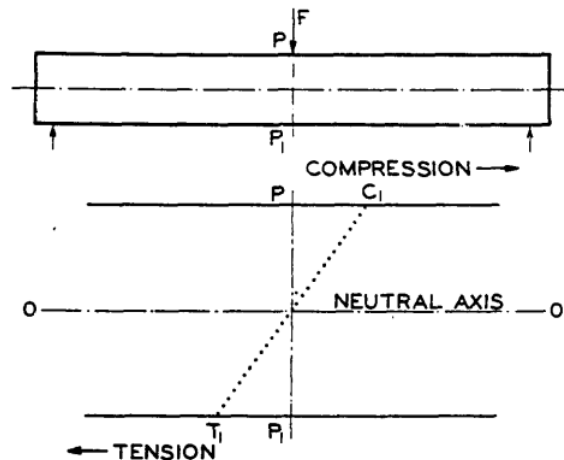


FIGURE 1.18 – Etat de contrainte lors d'une flexion 3 points - [29]

Les contraintes de compressions pré-introduites en surface (Figure 1.19(a)), permettent de réduire la contrainte de traction apparaissant en surface lors du chargement (Figure 1.19(b)).

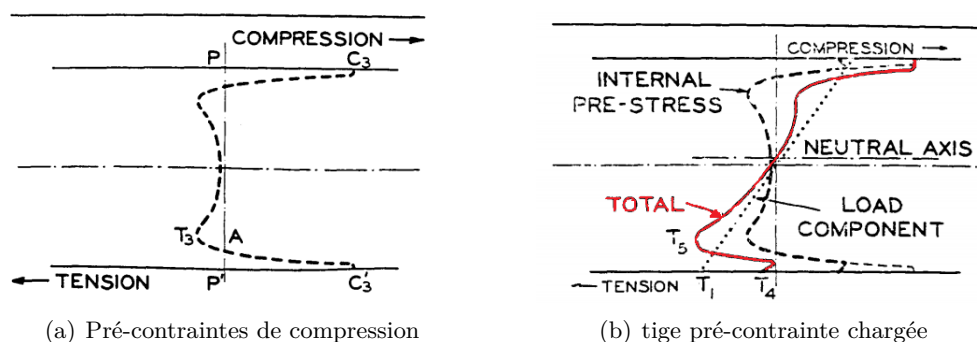


FIGURE 1.19 – Profil de chargement avant et après flexion 3 points pour une tige précontrainte -[29]

Cependant, l'auteur fait remarquer que si trop de pré-contraintes sont introduites dans le matériau, cela peut nuire à ses propriétés, dû aux contraintes de tractions internes.

1.3 Problématique

Depuis le début de l'utilisation des tiges de croissance, la rupture de celles-ci est une complication récurrente, elle apparaît dans 15% des patients traités avec celles-ci [30]. Yang & Al. ont essayé de déterminer les facteurs favorisant cette finalité par des analyses statistiques. Ils ont donc analysé le cas de 327 patients âgés de 6.1 ± 2.5 ans lors de leur première chirurgie avec des types de scolioses diverses (neuromusculaires, idiopathiques, congénitales...). Il a été observé que dans le cas des tiges simples comparées aux tiges doubles, il y avait plus de risque de rupture (36% contre 11%, $P < 0.001$) mais aussi que les ruptures répétées étaient plus présentes (13% contre 2%, $P = 0.0002$). Les tiges en acier inoxydable ont cassé de plus nombreuses fois que celles en titane (29% contre 18%, $P = 0.02$). De plus, pour le groupe des enfants qui n'ont pas eu de rupture de leur tige, celle-ci avait un diamètre plus élevé en moyenne que ceux chez qui la tige avait cassé (4.8mm vs 4.1mm, $P = 0.01$)



FIGURE 1.20 – Illustration d'une tige simple ayant cassé dans le dos du patient

Plusieurs études ont déjà été faites pour chercher à comprendre l'origine des ruptures des simples tiges de croissance. Tout d'abord, il était nécessaire de connaître le mécanisme de rupture afin d'étudier par la suite les paramètres pouvant amener à cette rupture. Le mécanisme a été identifié comme étant de la fatigue et différentes sources ou facteurs aggravants ont été pointés.

Mécanisme de fatigue

Dans leur étude, Yamanaka & Al. [5] ont analysé 2 tiges ayant cassé dans le dos des patients. Le mécanisme de rupture a clairement été identifié comme de la fatigue. Sur la Figure 1.21, on peut observer que la fissure s'est propagée depuis le haut de l'image dans le sens des flèches pointillées, jusqu'à ce que la tige soit suffisamment affaiblie pour qu'une force extérieure casse la partie C de manière ductile. Ces 2 mécanismes de rupture peuvent être déterminés en regardant la surface de rupture au microscope électronique à balayage (MEB).

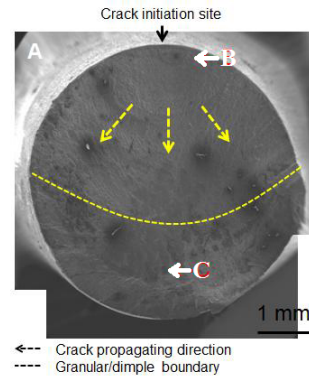


FIGURE 1.21 – Rupture en fatigue dans la zone B et de manière ductile dans la zone C - [5]

Toujours selon la même étude, ils ont constaté que la microstructure dans la région proche de la rupture était la même que celle avant implantation de la tige. Cette observation leur a permis d'émettre une hypothèse sur la mauvaise sélection du matériau (TiAl6V4) ou du traitement que la tige subi [5].

Effet vilebrequin

C'est en 1973 que l'on entend parler de cet effet pour la première fois. Il est utilisé lorsque la colonne et le tronc pivotent progressivement avec l'augmentation de la scoliose [31].

La colonne étant une partie du corps capable facilement de tourner sur elle-même, si l'on empêche une bonne croissance de celle-ci de manière non symétrique, elle tournera progressivement comme illustré dans la Figure 1.22 [31]. Cet effet peut ajouter des efforts de torsion dans la tige de croissance qui engendrerait une rupture précoce.

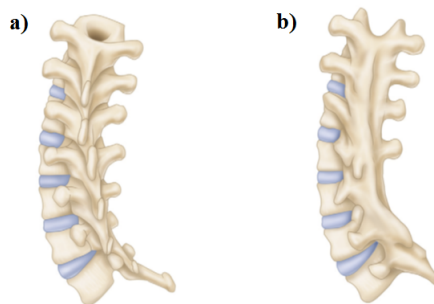


FIGURE 1.22 – Illustration de l'effet vilebrequin sur la colonne, a) Colonne avec scoliose, b) Après la fusion, la colonne continue de grandir et se déforme davantage - [11]

Plasticité

Selon une étude menée par Slivka & Al sur l'effet du pliage sur l'endurance à la fatigue, l'augmentation locale des contraintes internes dues au pliage va augmenter la limite de fatigue si le pliage est dans le même sens que l'essai de fatigue et va la diminuer dans le cas contraire [6]. Ils expliquent qu'une tige pliée dans un sens puis soumise à de la fatigue dans le sens opposé a de faibles propriétés d'endurance. En revanche, des tiges repliées en sens inverse et testées en fatigue selon ce même sens de pliage voient leur endurance améliorée.

Lindsey & Al. ont cherché à étudier l'effet du pliage grâce à l'outil "french bender" sur la résistance à la fatigue pour 4 matériaux différents. Les tiges de TiCP et TiAl6V4 avaient un diamètre de 5.5mm et celles de SS et d'Orthinox, un diamètre de 6mm. Les tiges étaient pliées en 2 points puis soumises à un essai de fatigue à une fréquence de 4 Hz avec différents ratios de chargement allant de 250N/25N à 700N/70N [22]. Comme le montre la Figure 1.23, les tiges contenant du titane ont eu une moins bonne résistance à la fatigue une fois pliées que les aciers soumis à un même chargement.

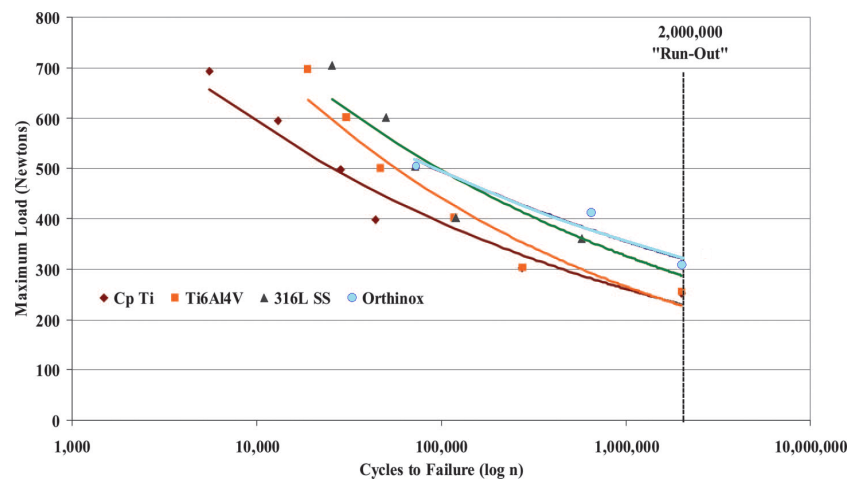


FIGURE 1.23 – Comparaison de 4 tiges pliées de matériaux différents soumises à de la fatigue - [22]

Ensuite, ils ont également comparé la fatigue des tiges droites avec celle des tiges pliées. La Figure 1.24 présente les résultats des tiges de TiCP. Elle montre que la tige droite est plus résistante à la fatigue que la tige pliée.

Une autre étude s'est concentrée sur la modification des propriétés mécaniques suite au pliage des tiges [21]. Demura & Al. ont trouvé que le pliage des tiges diminuait la limite d'élasticité ainsi que la rigidité de toutes les tiges testées (Alliages de titane et de cobalt-chrome). La Figure 1.25 montre le cas d'une tige de 6mm de diamètre de CoCr pour différents angles de pliage.

Indents

L'étude faite par Dick & Al., cherchait à observer l'impact des indents sur les cycles de fatigue de 3 différents matériaux (SS, TiAl6V4 et TiCP) [7]. Les indents étaient de 3 types. Les premiers échantillons étaient légèrement pliés à l'aide d'un "french bender" de manière à introduire des indents en surface mais à minimiser la déformation plastique de la tige (échantillons appelés "French"). La 2ème solution était de marquer les tiges à l'aide des connecteurs utilisés soit en les laissant en place ("bolt") soit en les enlevant par après ("mark"). Des échantillons étaient gardés sans indent afin de comparer au mieux cet effet ("Normal"). Les échantillons ont

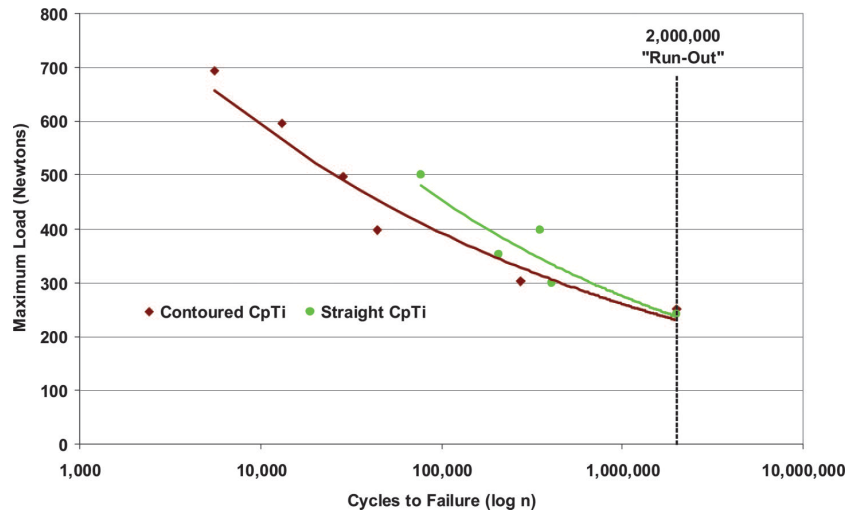


FIGURE 1.24 – Comparaison de 2 tiges de titane pur soumises à de la fatigue, l'une pliée, l'autre droite - [22]

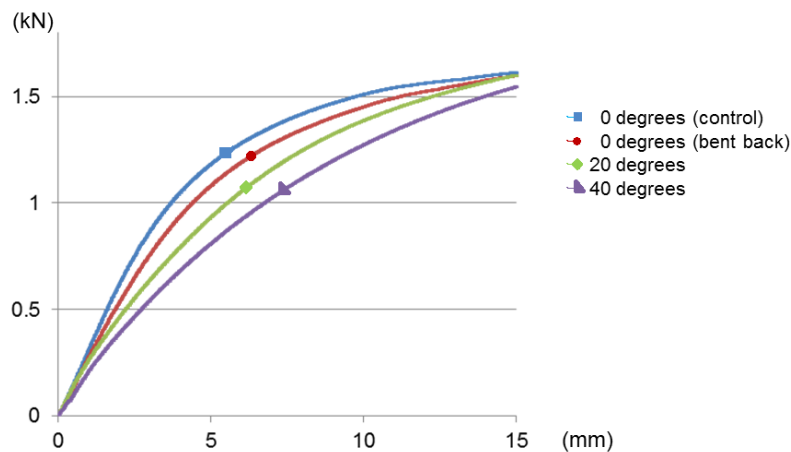


FIGURE 1.25 – Graphique de la charge et du déplacement pour 4 tiges de CoCr de 6mm de diamètre - non pliée, pliée et ensuite redressée, pliée à 20° et pliée à 40° - [21]

été testés en fatigue 4 points avec un moment appliqué de 11.86 Nm, cette valeur ayant été choisie de manière arbitraire.

Comme on peut le voir sur la Figure 1.26, les indents laissés par l'outil de pliage (ainsi que par d'autres outils tels que des connecteurs) ont un impact important sur les 2 matériaux composés de titane. En effet, le titane est un matériau qui est connu pour être sensible à l'entaille [6].

En plus des indents laissés par l'outil de pliage, Yamanaka & Al pensent que la surface rugueuse, laissée par le procédé de grenaillage après la mise en forme, peut créer des sites préférentiels à partir desquels les fissures pourraient se propager [5]. Cependant, il ne faut pas perdre de vue que ce procédé permet l'amélioration des propriétés de fatigue comme expliqué dans la section 1.2.

Choix du matériau

Le choix du matériau doit se faire de manière attentive. Si la tige est fortement rigide et présente une haute limite d'élasticité, elle se déforme peu et les contraintes seront transmises sur

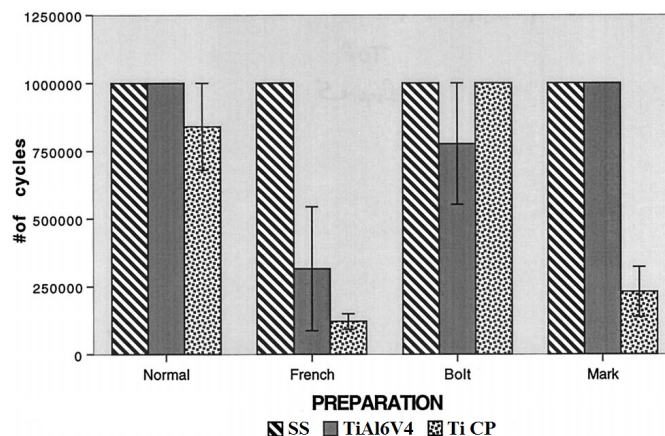


FIGURE 1.26 – Comparaison du nombre de cycles en fatigue avant rupture pour 3 matériaux différents avec 4 états initiaux différents - [7]

les vis qui risquent de casser en premier. Dans ce cas, 2 solutions existent : soit le patient est immobilisé afin d'éviter d'introduire des contraintes trop élevées, soit la limite d'élasticité de la tige est diminuée de manière à ce que la tige casse en premier en cas de trop forte contrainte (ce qui protège les vis). Cependant, cette dernière solution diminue la possibilité de correction de la scoliose.

Morphologie du patient

Upasani & Al. ont cherché à déterminer si l'indice de masse corporelle influençait les résultats du traitement des scolioses dans les cas d'adolescents ayant des scolioses idiopathiques. Ils ont effectué leurs essais statistiques sur une base de données récupérées sur 48 patients en surpoids et 193 patients en poids santé. Les résultats montrent que le temps d'intervention chirurgicale, les pertes de sang, la correction de l'angle de Cobb, le maintien de cette correction ainsi que la fréquence de rupture de l'implant ne sont pas significativement différents dans les 2 groupes. Cependant, les patients en surpoids ont une cyphose dorsale plus prononcée avant l'opération [32]. Cette cyphose peut mener à une augmentation des forces et des moments dans la tige.

1.4 Objectifs et plan du TFE

Dans le cadre de cette recherche, nous nous intéresserons à 3 matériaux régulièrement utilisés dans la configuration simple H3S2 : l'alliage de cobalt-chrome, l'alliage de titane TiAl6V4 et le titane commercialement pur.

Il sera d'abord nécessaire de caractériser ces matériaux afin d'avoir une meilleure idée de leur composition et leur microstructure. Ces dernières peuvent donner des pistes à propos des procédés de mise en forme utilisés ainsi que d'éventuels traitements thermiques ou procédés de pré-contraintes subséquents. Ces étapes supplémentaires pourraient avoir un effet sur les propriétés mécaniques des tiges.

Ensuite, les propriétés mécaniques des tiges vont être également déterminées à l'aide d'essais de traction, d'indentation et de Bauschinger. Il sera ainsi possible d'observer d'éventuelles variations de propriétés dans la tige.

Une fois que ces tiges sont davantage caractérisées, il est intéressant d'avoir une idée des contraintes résiduelles laissées par le chirurgien lors du pliage de celles-ci. Pour ce faire, des

simulations par la méthode des éléments finis seront faites. L'influence de l'angle de pliage sur les contraintes sera mise en évidence.

Finalement, les propriétés des tiges une fois pliées peuvent alors être davantage étudiées. Étant donné que le phénomène de rupture est indiqué comme de la fatigue, ces tiges pliées seront testées en fatigue afin d'évaluer leur résistance en fatigue en fonction de l'angle de pliage. Le cas des tiges redressées sera également observé étant donné qu'il arrive aux chirurgiens de trop plier ces tiges et donc de devoir corriger cela.

Les objectifs seront donc de caractériser les tiges des 3 matériaux afin d'interpréter leur procédé de mise en forme, puis d'analyser plus particulièrement l'impact du pliage par le chirurgien sur les propriétés des tiges en fatigue.

Ces résultats seront présentés comme suit :

- Chapitre 2 : Présentation des procédures utilisées lors des expériences
- Chapitre 3 : Description des compositions et des microstructures des 3 matériaux
- Chapitre 4 : Résultats obtenus lors des essais mécaniques et de fatigue
- Chapitre 5 : Modélisation du pliage à l'aide des éléments finis
- Chapitre 6 : Discussion des tous les résultats obtenus

Chapitre 2

Procédures expérimentales

Avant d'analyser les résultats des différentes expériences, les procédures de celles-ci seront détaillées dans ce chapitre.

2.1 Analyse de composition chimique

La composition chimique des échantillons de TiAl6V4 ainsi que du CoCr a été analysée grâce à une analyse dispersive en énergie (EDX). Cette analyse repose sur le principe que lorsque le rayon d'électrons touche la surface d'un échantillon, celui-ci ré-emet des rayons-X qui dépendent fortement de la composition de la surface. L'étude de ces rayons-X permet soit d'obtenir une cartographie de la composition soit une analyse locale [33].

2.2 Analyse microstructure

Afin de pouvoir observer les microstructures, les échantillons ont été polis puis attaqués chimiquement. Les protocoles de polissage se trouvent dans les tableaux 2.1 et 2.2.

Les échantillons composés de titane ont ensuite été attaqués 60 secondes à l'aide d'une solution de : 10mL HF , 5mL HNO_3 et 85mL d'eau. L'échantillon de CoCr a lui été attaqué 15 minutes à l'aide d'une solution de HF 40% suivie d'un second polissage à l'OPA durant 10 minutes.

2.3 Acquisition d'images

La microstructure a été observée par microscope électronique à balayage (MEB) de type ZEISS ULTRA 55 à l'aide des détecteurs d'électrons secondaires (SE2) et d'électrons rétro-diffusés (AsB).

TABLE 2.1 – Protocole de polissage TiCP et TiAl6V4

Technique de polissage	Critère d'arrêt
Papier SiC (carbure de silicium), 320	État de surface uniforme
Papier SiC, 800	Disparition des marques dues au papier précédent
Papier SiC, 1200	Disparition des marques dues au papier précédent
Polissage suspension diamantée, $9\mu m$	État de surface uniforme
Polissage suspension diamantée, $3\mu m$	État de surface uniforme
OPS (Suspension à la silice colloïdale)	10 minutes

TABLE 2.2 – Protocole de polissage CoCr

Technique de polissage	Critère d'arrêt
Papier SiC, 320	État de surface uniforme
Papier SiC, 800	Disparition des marques dues au papier précédent
Papier SiC, 1200	Disparition des marques dues au papier précédent
Polissage suspension diamantée, $9\mu\text{m}$	État de surface uniforme
Polissage suspension diamantée, $3\mu\text{m}$	État de surface uniforme
OPA (Suspension alumine)	2 minutes

Lorsque le faisceau d'électrons atteint la surface de l'échantillon, différentes interactions sont possibles. Parmi elles, l'ionisation, produisant les électrons secondaires, et la rétro-diffusion. Ces 2 phénomènes sont illustrés dans la Figure 2.1 [34].

Les électrons secondaires sont donc des électrons appartenant aux atomes de l'échantillon qui ont une faible énergie et ils fournissent des informations sur la topographie de l'échantillon. Dans le cas des électrons rétro-diffusés, ce sont les électrons du faisceau incident qui sont ré-émis après interaction avec les atomes de l'échantillon. Ces électrons ont une plus grande énergie et peuvent donner des informations sur la composition chimique locale.

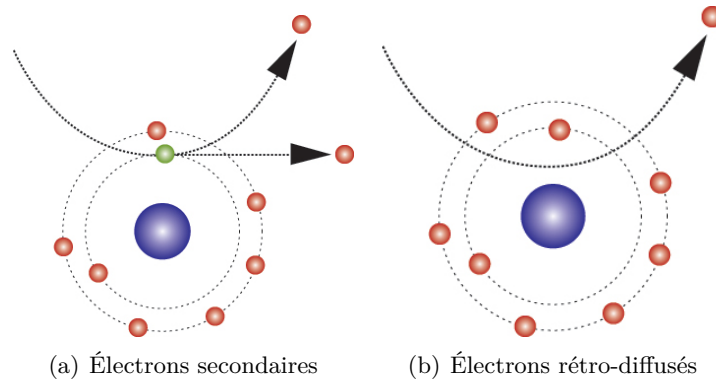


FIGURE 2.1 – Electrons utilisés lors de l'analyse d'image au MEB - [34]

2.4 Analyse de la dureté

La dureté des matériaux a été testée par microdureté et nanoindentation.

Dans le premier cas, un micro indenteur de la marque Leitz a été utilisé avec une tête prismatique normalisée afin de déterminer la dureté Vickers. Une fois l'indent soumis à un poids de 500 grammes, celui-ci a été laissé en place pendant 10 secondes. La mesure de l'aire laissée par le prisme a été faite à l'aide d'un microscope optique Leitz RZD-DO. Dix mesures ont été effectuées sur chaque échantillon.

Grâce aux mesures, la dureté Vickers a pu être mesurée à l'aide de la formule suivante :

$$HV = \frac{2F \sin\left(\frac{136^\circ}{2}\right)}{d^2}$$

avec F la masse en kg et d la diagonale en mm. Cependant, afin de pouvoir comparer ces résultats avec ceux de la nanoindentation, il est nécessaire de convertir la dureté en pascals. Pour cela, la force doit être exprimée en newtons et la diagonale en mètres.

Dans le second cas, le nanoindenteur utilisé est le Agilent Technologies NanoIndenter G200. La pointe utilisée est une pointe Berkovich de raideur connue. Les différents échantillons ont été testés comme le montrent les Figures 2.2 et 2.3. Les 3 zones étaient nommées :

- Centre, pour le profil 4x4 le plus au centre,
- Intermédiaire, pour le profil 4x4 à un rayon intermédiaire,
- Bord, pour le profil 2x8 situé sur la bordure de l'échantillon,

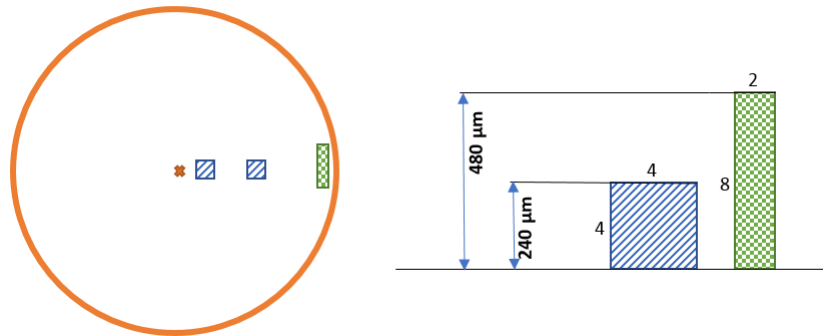


FIGURE 2.2 – Plan de la nanoindentation, nombre d'indents pour chacune des zones

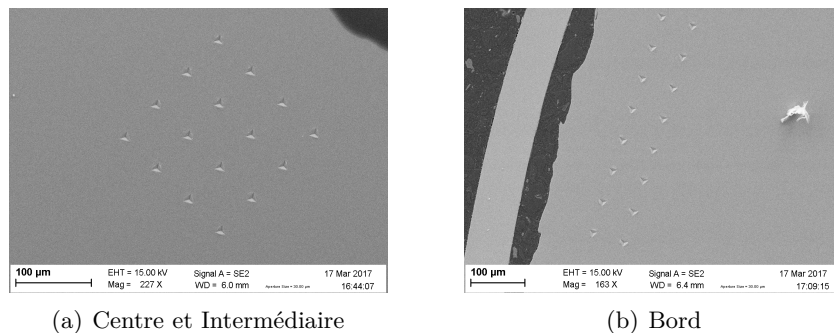


FIGURE 2.3 – Images MEB montrant les différentes zones d'indentation

Le chargement, à chaque indentation, a suivi une courbe comme celle de la Figure 2.4. La durée d'indentation, une fois la pointe enfoncée, était fixée à 10 secondes.

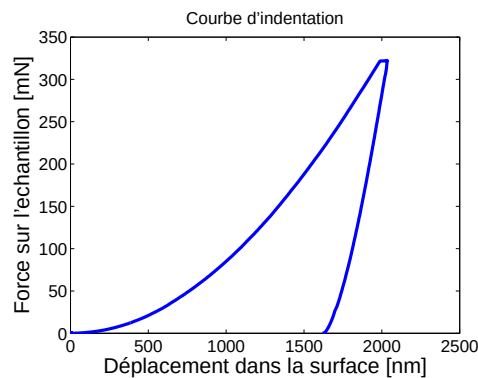


FIGURE 2.4 – Chargement lors de la nanoindentation

Afin de connaître plus précisément les propriétés du matériau, l'indentation s'est effectuée en mode continu. Cela correspond à une superposition d'une oscillation lors de la charge à une certaine fréquence comme le montre la Figure 2.5. Ces oscillations permettent d'obtenir plusieurs mesures du module et de la dureté en fonction de l'enfoncement.

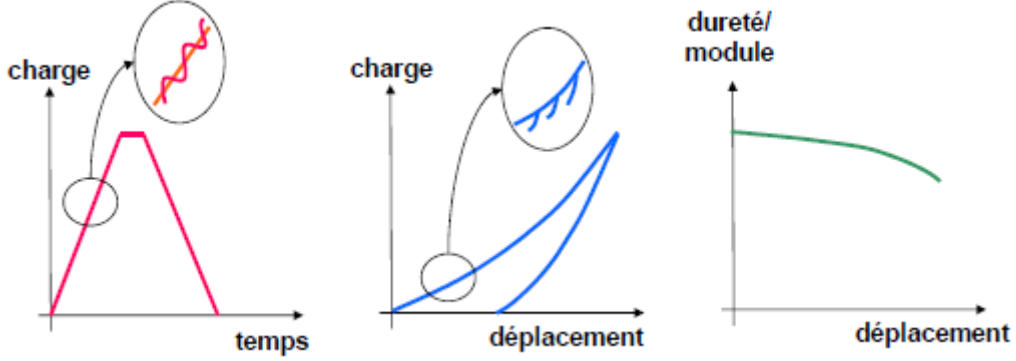


FIGURE 2.5 – Courbe d'indentation continue - Continuous Stiffness Measurement (CSM) - [35]

Une fois l'indent enlevé, 2 types d'empreintes sont possibles (voir Figure 2.6). L'une est associée au phénomène de Pile-up et l'autre au Sink-in en fonction du comportement du matériau. Le modèle de Oliver and Pharr (Equation 2.1) [36], reliant la profondeur de l'indent à l'aire laissée, considère ici un matériau effectuant du "Sinking-in". Il est donc nécessaire de vérifier que les surfaces laissées sur les 3 matériaux correspondent bien à l'hypothèse utilisée.

$$h_c^{OP} = h - \epsilon \frac{P}{S} \quad A^{OP} = F(h_c) \quad (2.1)$$

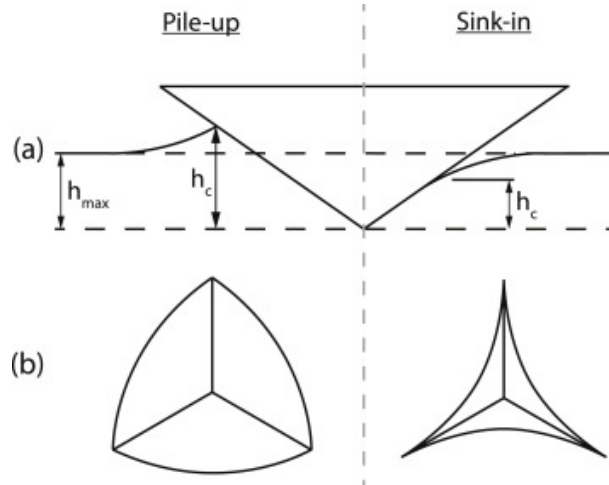


FIGURE 2.6 – Illustration des phénomènes de pile-up et Sink-in (a) Vue de profil de l'indent dans le matériau (b) empreinte laissée en surface - [37]

Une autre différence entre les 2 techniques est l'aire utilisée lors du calcul de la dureté. Dans le cas de la microdureté, on mesure l'aire de l'empreinte après décharge, A_{micro} sur l'image 2.7. Dans le cas de la nanoindentation, l'aire est déterminée grâce à la profondeur d'indentation, sans relaxation. C'est donc l'aire A_{nano} sur la même image.

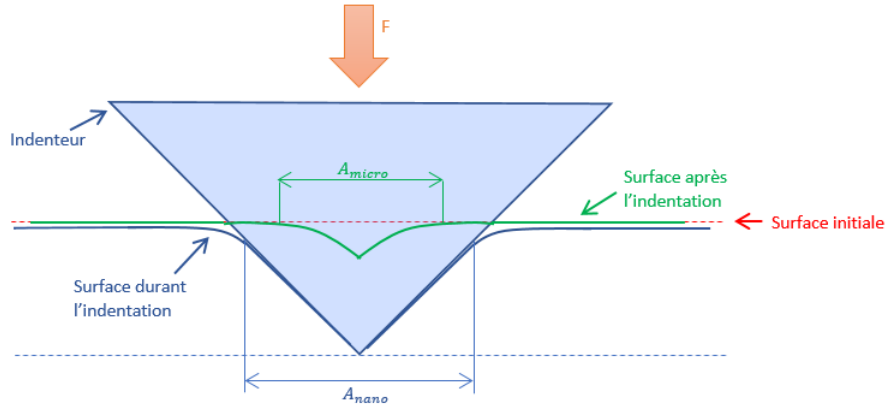


FIGURE 2.7 – Comparaison de la microdureté et la nanoindentation

Une fois les mesures de l'aire (A en $[m^2]$) et de la raideur de contact (S en $[N/m]$) faites, le module réduit (E_r en $[Pa]$) est déterminé à l'aide de la formule suivante :

$$E_r = \frac{1}{\beta} \frac{\sqrt{\pi}}{2} \frac{S}{\sqrt{A}}$$

où $\beta = 1$.

Le module réduit peut ensuite être lié au module de la pointe (E_i) et au module du matériau (E) :

$$\frac{1}{E_r} = \frac{1 - \nu^2}{E} + \frac{1 - \nu_i^2}{E_i}$$

Dans notre expérience, la pointe avait les propriétés suivantes : $E_i = 1141 \text{GPa}$, $\nu_i = 0.07$.

La dureté est quant à elle mesurée à l'aide de la charge (P en $[N]$) et de l'aire (A en $[m^2]$) :

$$H = \frac{P}{A}$$

Pour valider l'hypothèse faite par Oliver and Pharr, les mesures de l'aire seront croisées avec celles observées au microscope électronique à balayage, et la concavité des empreintes seront observées.

2.5 Essai de traction

Les essais de tractions ont été effectués sur la machine de traction Zwick-Roell pouvant atteindre une charge maximum de 50kN. La vitesse de la traverse était fixée à 1mm/min jusqu'à rupture de l'échantillon. L'environnement était maintenu à 23°C et à une humidité de 49 %.

Chaque matériau (CoCr, TiAL6V4 et TiCP) a été testé 3 fois et tous les échantillons ont été usinés afin d'avoir une même section (4 mm de diamètre). Le déplacement était connu au moyen d'un extensomètre placé sur l'échantillon.

2.6 Essai de fatigue

Les essais de fatigue ont été réalisés à l'aide de la machine DARTEC avec un montage 3 points comme illustré sur la Figure 2.8. La distance entre les 2 points extérieurs a été fixée à 4 cm, les rouleaux du banc de flexion ont un diamètre de 6.35 mm. La fréquence utilisée était de 10 Hz.

Un thermocouple a permis de vérifier que l'échauffement de la pièce n'excédait pas 5 degrés Celsius.

Pour déterminer la force maximale à appliquer sur la tige, nous avons considéré une contrainte maximale égale à 0.9 fois la limite d'élasticité. La contrainte maximale lors d'une flexion 3 points est donnée par la formule suivante (développement dans l'annexe A) :

$$\sigma = \frac{LF}{\pi R^3}$$

ce qui donne les forces du tableau 2.3. De la même manière, la force minimale appliquée a été fixée à 0.1 fois la limite d'élasticité ce qui nous donne un ratio R égal à $\frac{0.1}{0.9}$.

TABLE 2.3 – Forces maximales imposées lors des essais de fatigue pour chaque matériau

Matériau	Force maximum [N]	Force minimum [N]
CoCr	1087	120
TiAl6V4	1470	163
TiCP	808	83

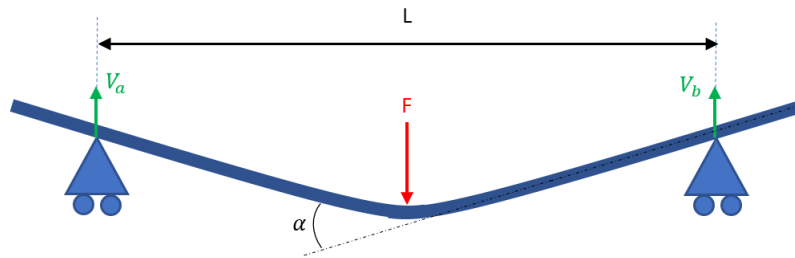


FIGURE 2.8 – Schéma de la fatigue en flexion 3 points

Pour chaque matériau, 8 échantillons ont été coupés à une longueur de 10 cm, puis pliés à l'aide du French Bender en un point. Les angles de pliage devaient être le plus continu possible afin de pouvoir analyser l'influence de l'angle sur les propriétés en fatigue. Le tableau 2.4 résume les différents angles pour chacune des tiges et la Figure 2.9 montre la continuité des angles pour chaque matériau. Les angles ont été mesurés à l'aide d'un projecteur de profil Mitutoyo PJ 300. De plus, 2 échantillons ont été pliés puis redressés afin d'observer l'impact du redressement d'une tige.

TABLE 2.4 – Différents angles de pliage en fonction des matériaux

CoCr	TiAl6V4	TiCP
0° (x2)	0° (x2)	0° (x2)
4°21'	4°29'	5°28'
6°41'	7°01'	7°05'
8°52'	9°28'	9°23'
13°04'	10°32'	13°22'
16°05'	12°56'	16°23'
16°10'	13° 02'	16°30'

Dans le cadre de cette recherche, uniquement TiAl6V4 sera testé en fatigue.

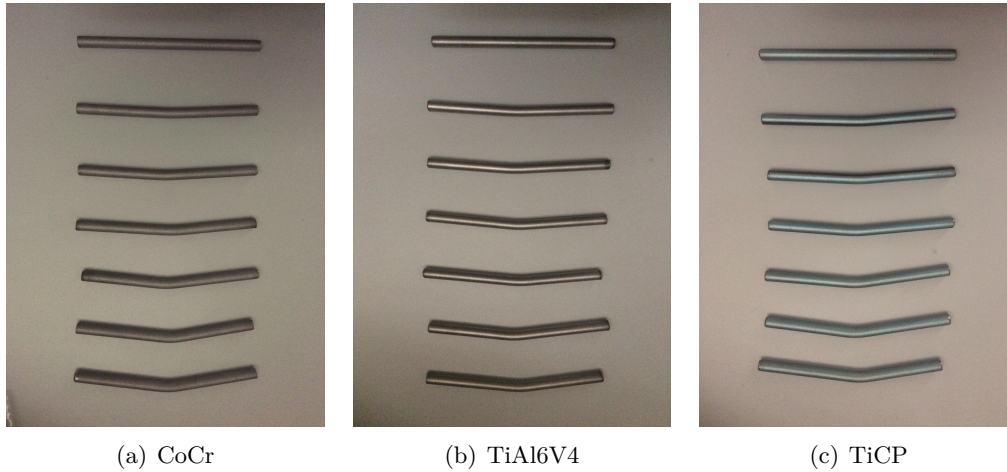


FIGURE 2.9 – Images des différentes tiges après le pliage

2.7 Essai Bauschinger

L'essai de Bauschinger permet d'évaluer le type d'écrouissage d'un matériau. L'annexe B.1 rappelle les différents types d'écrouissage. Pour effectuer ce type d'essai, il est nécessaire de charger le matériau dans une direction dans le domaine plastique, et ensuite de le déformer dans le sens opposé. Ce type de cycle peut se faire en traction/compression ou en torsion/torsion inversée. Dans le cas où un matériau a un écrouissage isotrope, sa limite d'élasticité en compression sera la contrainte atteinte avant le retour élastique, c'est à dire σ' sur la Figure 2.10.

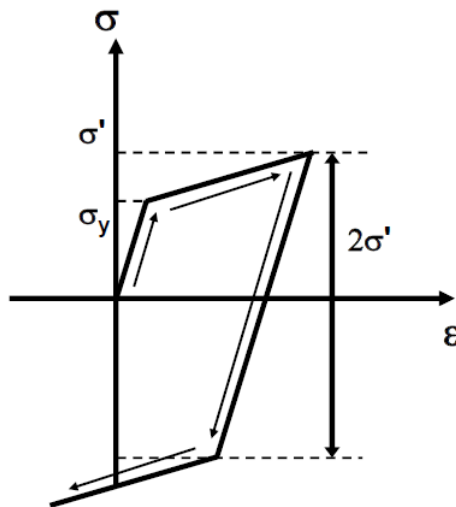


FIGURE 2.10 – Courbe de contrainte déformation dans le cas d'un matériau ne subissant pas d'effet Bauschinger - [38]

Cependant, dans le cas où l'écrouissage est cinématique, nous observons que la contrainte à la fin de la première déformation plastique (σ_{Y+}) n'est pas la même que la limite d'élasticité lors du second chargement (σ_{Y-}) [39]. Il peut être représenté dans un graphique de contrainte déformation comme sur la Figure 2.11.

$$\sigma_{Y+} > |\sigma_{Y-}|$$

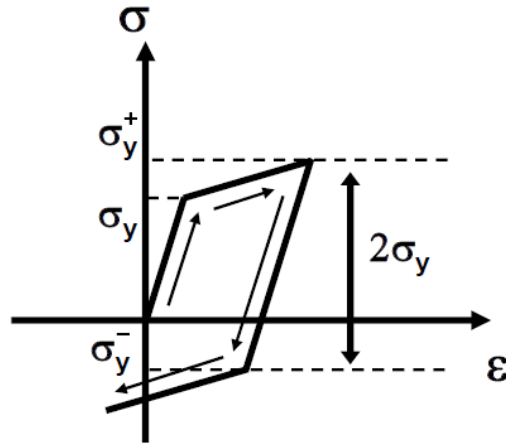


FIGURE 2.11 – Courbe de la contrainte déformation illustrant l'effet Bauschinger - [38]

Plus cet écart est grand, plus l'effet Bauschinger est important. Le ratio de Bauschinger est défini comme :

$$BEF = \frac{|\sigma_{Y-}|}{\sigma_{Y+}}$$

Il varie donc entre 0 (si l'on est en présence d'un écrouissage cinématique) et 1 (s'il s'agit d'un écrouissage isotrope) [40].

De plus, le facteur σ_b permet de quantifier les contraintes internes dues à l'écrouissage cinématique lors d'une déformation plastique. Nous pouvons définir la contrainte de "backstress" comme :

$$\sigma_b = \frac{\sigma_{Y+} + |\sigma_{Y-}|}{2}$$

Cependant ces 2 facteurs dépendent de la déformation atteinte lors du premier chargement. Le facteur BEF diminue lorsque la déformation augmente et la contrainte de backstress augmente lorsque la déformation augmente [40].

Les contraintes dues à la mise en forme et au grenailage ne sont pas quantifiables dans cet essai. La Figure 2.12 illustre cela. En effet, la tige à gauche est en état de compression au centre (-) et de traction aux bords (+). Lorsque celle-ci entre en plasticité (par exemple lors d'un essai de traction simple), les différentes zones vont d'abord se déformer élastiquement. Lorsque la zone initialement en traction commence à plastifier, la partie initialement en compression continue quant à elle à se déformer élastiquement mais avec une légère variation de régime. Finalement lorsque toute la tige est entrée en plasticité, il y a disparition complète de l'historique des contraintes dans la tige. Durant l'essai de Bauschinger, la tige est déformée plastiquement avant d'inverser le chargement. L'information sur les contraintes internes initiales est donc effacée.

Si l'origine de cet effet ne sont pas les contraintes internes dues à la mise en forme, elles doivent provenir de la déformation plastique. La déformation plastique est due à la création et au déplacement des dislocations dans le réseau cristallin. Lors de ces déplacements, les dislocations peuvent rencontrer différents obstacles rendant leurs déplacements de plus en plus difficiles. Ces obstacles peuvent être d'autres dislocations, des joints de grains, des précipités,... [41] Ces obstacles créent donc une force opposée à la direction de propagation des dislocations comme le montre la Figure 2.13.

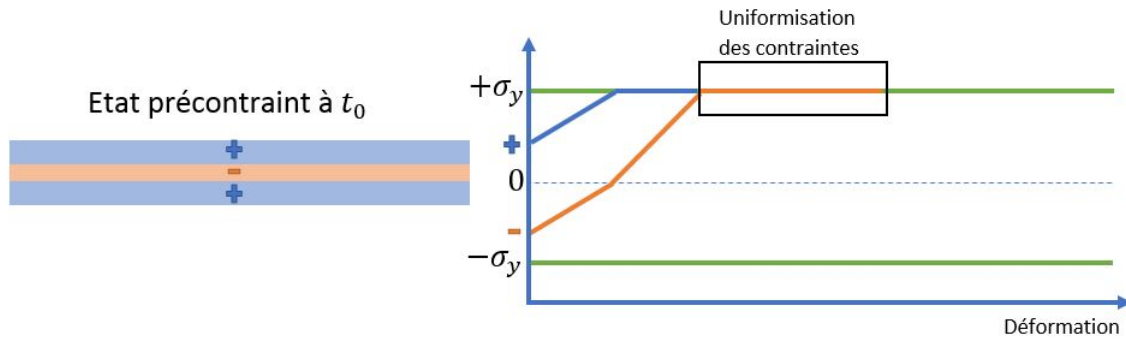


FIGURE 2.12 – Évolution des contraintes internes lors du chargement plastique d’une tige précontrainte

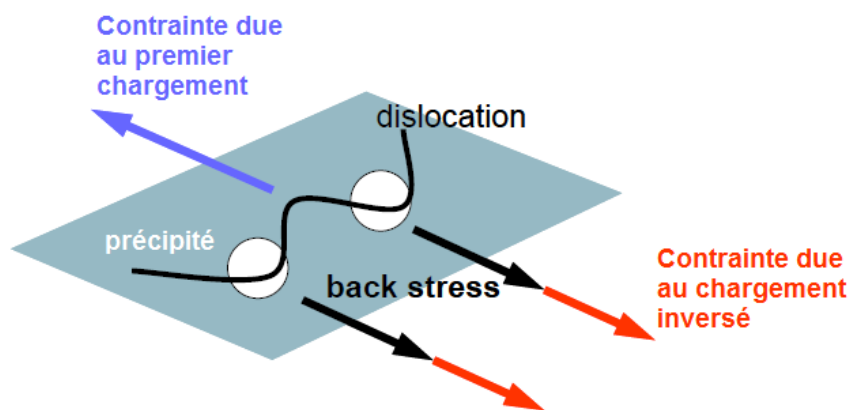


FIGURE 2.13 – Forces sur une dislocation rencontrant un obstacle lors du premier chargement et du chargement inverse - adaptée de [41]

Lorsque le chargement est inversé dans l’essai de Bauschinger, ces forces vont donc favoriser le déplacement des dislocations. En effet, les dislocations vont bouger dans les mêmes plans mais dans la direction opposée. Les forces de backstress vont donc permettre aux dislocations de commencer à se déplacer plus rapidement, ce qui induit une diminution de la limite d’élasticité. La contrainte de backstress (σ_b) quantifie donc les contraintes internes atteintes à la fin de la première déformation.

Une seconde origine peut également contribuer à l’apparition de ces contraintes internes. Prenons le cas d’un matériau composé de 2 phases ayant le même module d’Young mais des limites d’élasticité différentes. Lors du premier chargement, les 2 phases (courbes verte A et rouge B) vont se déformer plastiquement comme le montre la Figure 2.14. Puis lorsque l’on décharge le matériau jusqu’à ce que la contrainte globale soit annulée (courbe noire C), nous constatons que les phases rouges seront restées en traction alors que les phases vertes sont en compression. Ces contraintes internes vont donc provoquer une entrée en plasticité plus rapide lors du chargement inverse. En effet, la phase verte étant déjà en compression, nous devons appliquer une plus faible contrainte pour atteindre sa limite d’élasticité [42].

Dans le cas étudié, nous avons effectué l’essai en torsion pour les 3 matériaux. Les échantillons ont été usinés afin d’avoir un rayon de 2mm sur une longueur de 3 cm comme le montre la Figure 2.15.

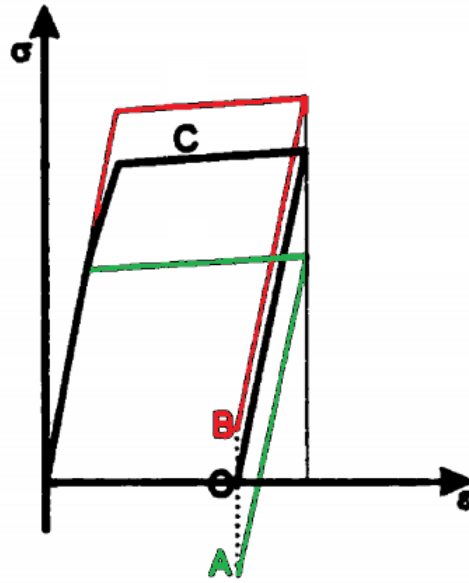


FIGURE 2.14 – Evolution des contraintes dans un matériau (C) composé de 2 phases (en vert A et rouge B) - adaptée de [42]



FIGURE 2.15 – Éprouvette utilisée lors des essais Bauschinger

Pour chacune des tiges, une torsion jusqu'à 30° était appliquée puis une torsion jusqu'à -30° avant de revenir à la position d'origine. La vitesse de torsion était de $1^\circ/\text{s}$. La machine utilisée est une MTS 250kN Axial/Torsional (Figure 2.16) pouvant atteindre 2200N/m en torsion. Lors de l'essai, les valeurs de l'angle et du couple sont récupérées.



FIGURE 2.16 – Photo prise durant l'expérience de Bauschinger

Les graphiques de contrainte déformations peuvent être obtenus à l'aide des équations suivantes¹ :

$$\gamma = \frac{r\theta}{L}$$

Régime élastique

$$\tau = \frac{32M_t r}{\pi D^4}$$

La limite d'élasticité lors de la première torsion peut être définie comme étant la même que celle obtenue lors des essais de traction. On trouve alors avec Von Mises

$$M_{te} = \frac{\sigma_y \pi R^3}{\sqrt{(3)2}}$$

Régime plastique

$$\tau = \frac{1}{2\pi r^3} \left(\theta' \frac{dM_t}{d\theta'} + 3M_t \right) \quad \theta' = \frac{\theta}{L}$$

Cependant lors de la seconde rotation, cette limite n'est plus valable étant donné qu'il y a eu de la plasticité. Nous utiliserons alors comme critère un simple critère visuel. La pente élastique étant bien connue, celle-ci est placée sur le graphique à l'endroit du second chargement et l'angle de la limite d'élasticité est déterminé comme le montre la Figure 2.17

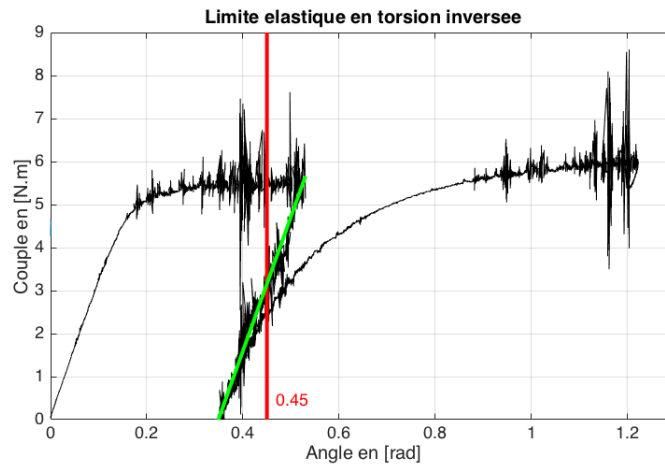


FIGURE 2.17 – Illustration de la technique utilisée pour déterminer la limite d'élasticité lors de la rotation inversée

1. la fibre extérieure étant la plus contrainte et subissant le plus de déformation, le paramètre r dans les équations a été remplacé par R

Chapitre 3

Matériaux de l'étude

Ce chapitre permet de prendre connaissance des matériaux utilisés dans cette étude. Leur microstructure et leur composition y sont décrites.

3.1 Tiges

Les tiges utilisées lors de ces expériences ont été achetées chez Medtronic. Ces tiges sont utilisées dans le traitement des scolioses chez les enfants, ont une longueur de 50 cm et un diamètre de 5.5mm.

Les caractéristiques fournies par le fournisseur se trouvent dans la Figure 3.1. Les 3 tiges sont comparées sur une échelle de 1 à 5 sur 3 paramètres. Initialement, ce document est destiné à des chirurgiens, nous redéfinirons les termes utilisés afin de s'assurer de leur bonne interprétation.

- la flexibilité : inverse de la rigidité, la capacité d'un matériau à se déformer élastiquement sous une certaine charge.
- la compliance à la flexion : retour élastique après déformation plastique.
- le maintien de la correction : limite d'élasticité du matériau. Si le patient arrive à dépasser cette contrainte, la tige sera déformée plastiquement et la correction sera perdue.

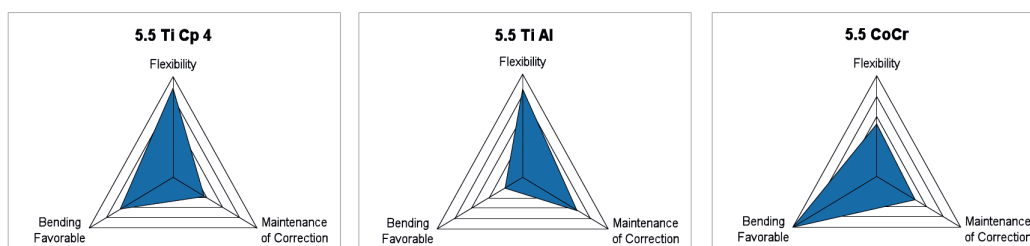


FIGURE 3.1 – Données fournies par Medtronic

Au vu du peu d'informations sur les tiges, il a été nécessaire d'effectuer quelques expériences de caractérisation sur celles-ci afin de connaître plus précisément leur propriété, leur composition ainsi que leur microstructure.

3.2 Composition des matériaux

L'analyse d'EDX a permis de connaître la composition des alliages de titane et de cobalt. Les résultats sont présentés dans les tableaux en parallèle des graphes de spectroscopie des Figures 3.2 et 3.3.

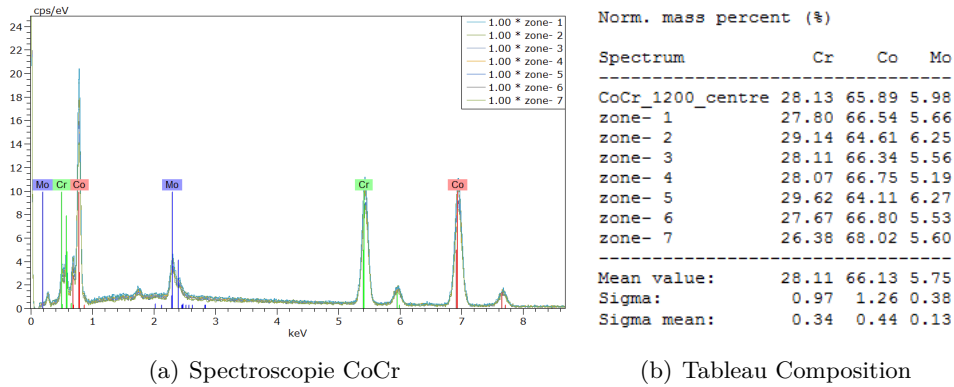


FIGURE 3.2 – Composition Alliage Cobalt-Chrome

Dans le cas du CoCr, on n’observe aucune grande variation de composition en fonction de l’endroit analysé ce qui laisse présager que le matériau est composé d’une unique phase. Sa composition moyenne est de 68% de cobalt, 28% de chrome et 6% de molybdène.

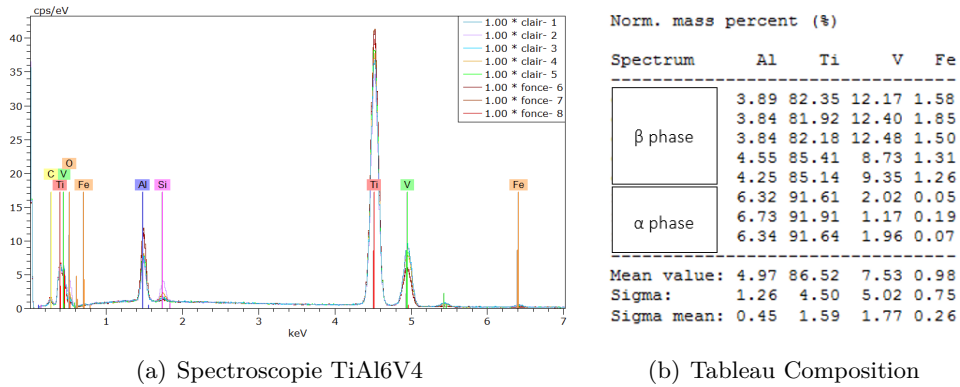


FIGURE 3.3 – Composition Alliage TiAl6V4

L’alliage de titane est lui composé de 2 phases. La phase la plus riche en aluminium est la phase α . Sa composition moyenne est de 6% d’aluminium, 91% de titane, 2% de vanadium et le reste de fer. Cette phase a une structure cristalline de type hexagonal compact comme le montre la Figure 3.4(a). La phase plus riche en vanadium est la phase β qui a une structure cubique centrée comme le montre la Figure 3.4(b). Sa composition moyenne est de 4% d’aluminium, 82% de titane, 12% de vanadium et le reste de fer.

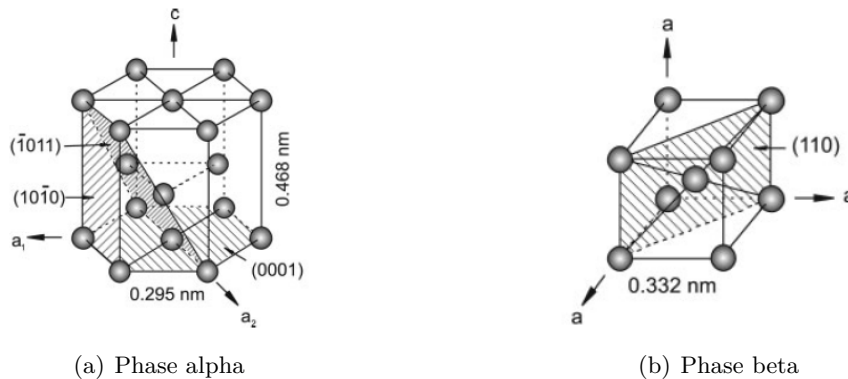


FIGURE 3.4 – Structure cristalline des 2 phases présentes dans le TiAl6V4

3.3 Microstructure initiale

Après avoir effectué les attaques chimiques sur les différents matériaux, leur microstructure a pu être observée au MEB. Les microstructures radiale et axiale ont été observées pour chacune des tiges comme le montre la Figure 3.5.

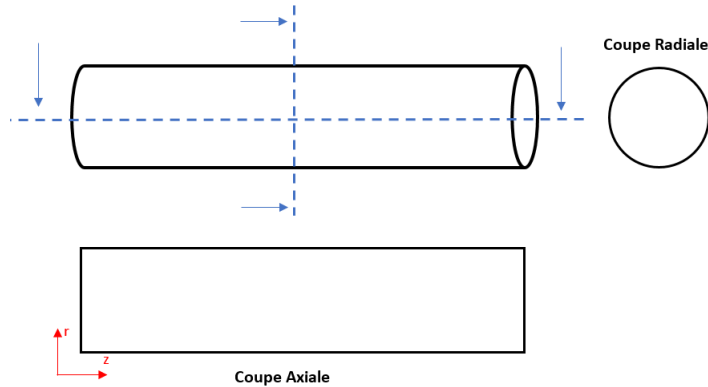


FIGURE 3.5 – Définition de la coupe Axiale et Radiale

La microstructure du CoCr est montrée dans la Figure 3.6. Les grains dans CoCr ont une taille variant d'environ 30 à 100 μm et ne montrent pas d'orientation préférentielle selon z . Cependant, des macles de déformations ont été observées sur toute la profondeur, comme le montre la Figure 3.7.

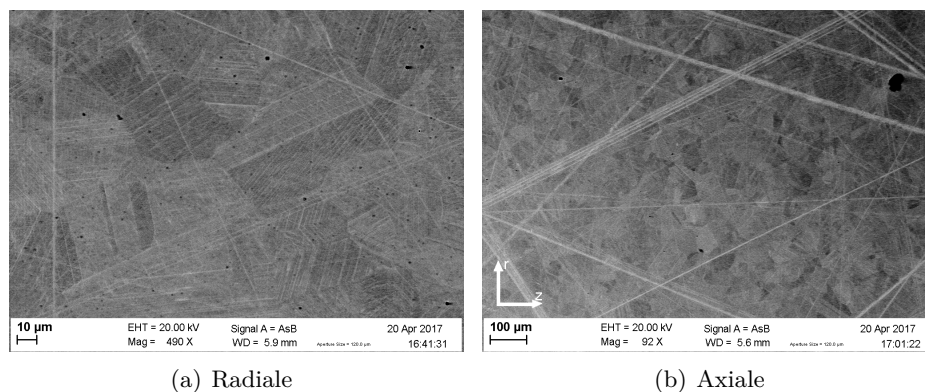


FIGURE 3.6 – Microstructure CoCr

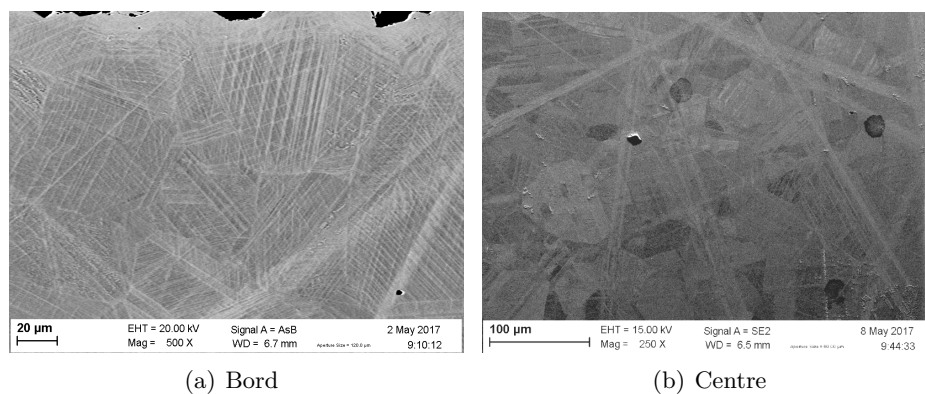


FIGURE 3.7 – Macles dans le CoCr

La Figure 3.8 nous montre que l'alliage de titane est composé de 2 phases comme l'indiquait l'EDX. Nous observons ici qu'il s'agit d'une matrice de phase α avec des inclusions de phase β d'une taille d'environ 1 à 2 μm . De plus, contrairement à l'alliage de cobalt chrome, nous observons ici une microstructure allongée selon z. Cet allongement peut être la signature du procédé de mise en forme utilisé, très probablement de l'extrusion.

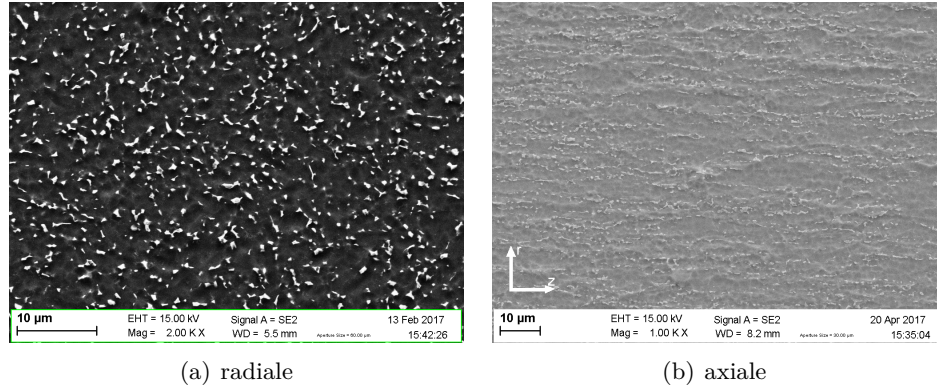


FIGURE 3.8 – Microstructure TiAl6V4

Finalement la Figure 3.9 permet d'observer que les grains dans le TiCP ont une taille approximative de 5 à 10 μm et n'ont pas d'orientation selon z. Le CoCr et le TiCP ne présentant pas de grains de type allongé, il est possible que ces matériaux aient subi une étape de recuit. Cette étape permet aux grains de retrouver leur état d'origine. Nous pouvons cependant remarquer une présence plus marquée de macles dans les grains proches du bord sur l'image 3.9(b). Ces macles témoignent d'une déformation plastique localisée en surface. Comme discuté dans la section 1.2, le procédé de grenaillage est connu pour améliorer les propriétés de tiges soumises à de la fatigue. La présence des macles proches du bord peuvent provenir d'un procédé de ce type, introduisant des contraintes dans la couche extérieure de la tige.

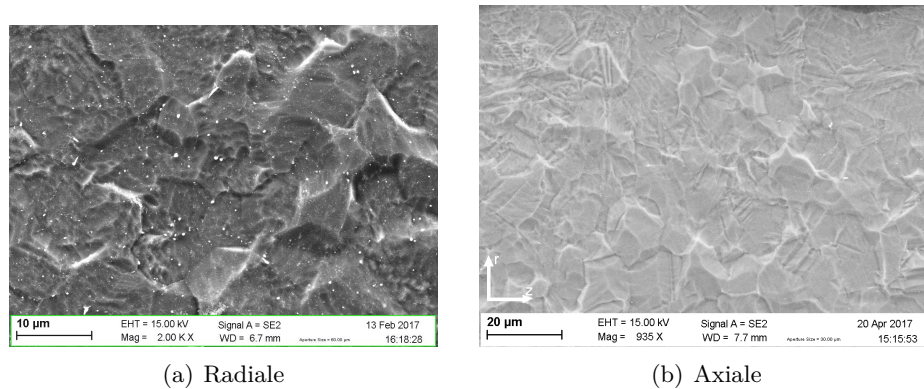


FIGURE 3.9 – Microstructure TiCP

En croisant ces images avec les informations données par le fournisseur, nous pouvons en conclure que les tiges sont extrudées, puis certaines d'entre elles subissent un recuit afin d'uniformiser la microstructure. Les tiges peuvent également subir un procédé de grenaillage suite à ce traitement thermique afin d'introduire des contraintes de compression en surface. Ces précontraintes vont permettre l'amélioration des propriétés en fatigue.

Chapitre 4

Résultats

Pour chacune des expériences, les résultats principaux sont présentés dans ce chapitre sous forme de graphique ou de tableau. Leur interprétation et leur discussion seront davantage développées au chapitre 6.

4.1 Essai de traction

Les courbes de traction obtenues lors de ces essais sont illustrés dans la Figure 4.1 et les principaux résultats obtenus à partir de ceux-ci sont résumés dans le tableau 4.1.

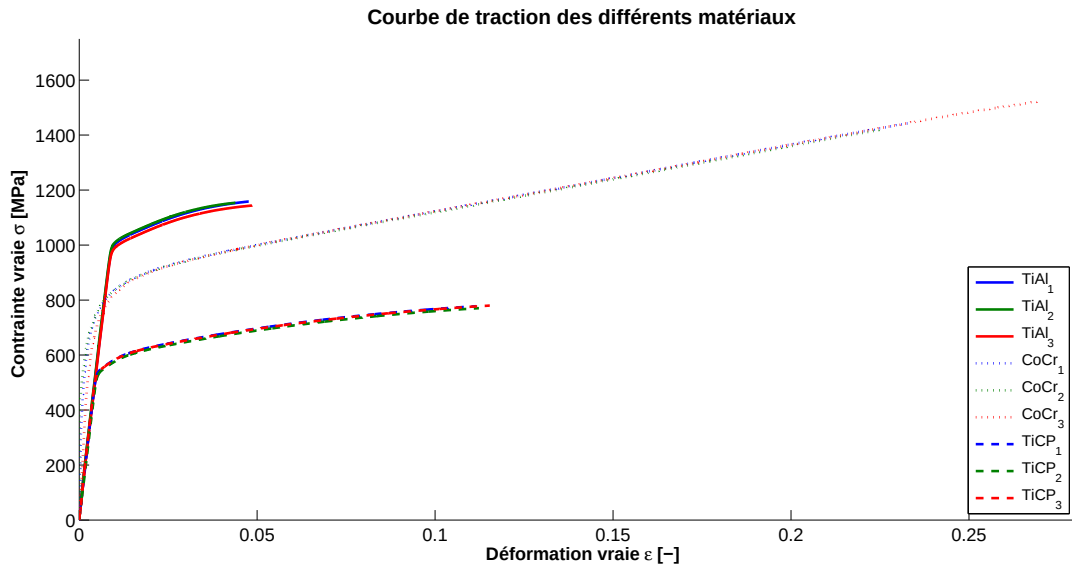


FIGURE 4.1 – Courbes de traction des différents matériaux

Le module d'Young a été calculé à partir des points situés dans la zone élastique, la limite d'élasticité a été définie comme la contrainte à laquelle la déformation plastique résiduelle est de 0.2% et a été calculée à partir du module d'Young déterminé précédemment. Finalement, la déformation à la rupture a été calculée grâce au ratio des sections avant et après rupture en considérant la conservation du volume.

$$\epsilon = \ln\left(\frac{L}{L_0}\right) = \ln\left(\frac{A_0}{A}\right)$$

TABLE 4.1 – Résultats des essais de traction pour chaque matériau ($\pm$ écart type)

Matériaux	CoCr	TiAl6V4	TiCP
Module d'Young E [GPa]	240 ± 70	113 ± 1	110 ± 6
Limite d'élasticité $\sigma_{0.2}$ [MPa]	740 ± 36	1000 ± 10	550 ± 3
Déformation à rupture ϵ_f [-]	0.25	0.42	0.58

4.2 Essai de dureté

Le tableau 4.2 présente les différents résultats pour la microdureté des 3 échantillons et le tableau 4.3 présente ceux de la nanoindentation.

TABLE 4.2 – Résultats obtenus par microdureté ($\pm$ écart type)

	CoCr	TiAl6V4	TiCP
Dureté [HV]	408.6 ± 27.6	318.6 ± 60.4	251.3 ± 51.5
Dureté [GPa]	4.0	3.1	2.5

TABLE 4.3 – Résultats obtenus par nanoindentation - Valeurs moyennes prises au centre des tiges ($\pm$ écart type)

	CoCr	TiAl6V4	TiCP
Dureté [GPa]	4.9 ± 0.2	3.8 ± 0.1	2.9 ± 0.1
Module d'Young [GPa]	233.1 ± 6.2	119.2 ± 1.8	126.1 ± 2.3

Les graphiques représentant le module ou la dureté en fonction de la profondeur d'indentation peuvent être faits à l'aide des données récoltées et d'un code Matlab. Il est également possible d'obtenir la courbe moyenne des mesures pour chaque zone (Centre, Intermédiaire, et Bord).

Les Figures 4.2 à 4.4 montrent l'évolution radiale du module d'Young dans chacun des matériaux et les Figures 4.5 à 4.7 montrent l'évolution radiale de la dureté.

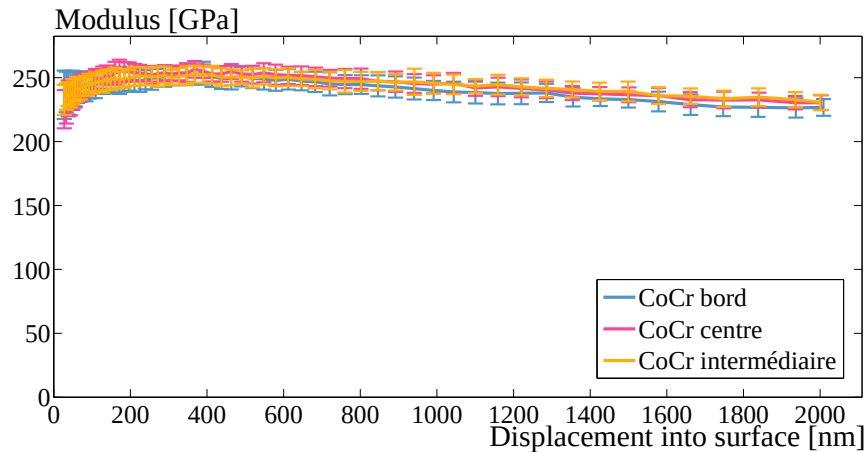


FIGURE 4.2 – Évolution radiale du module d'Young dans la tige de CoCr

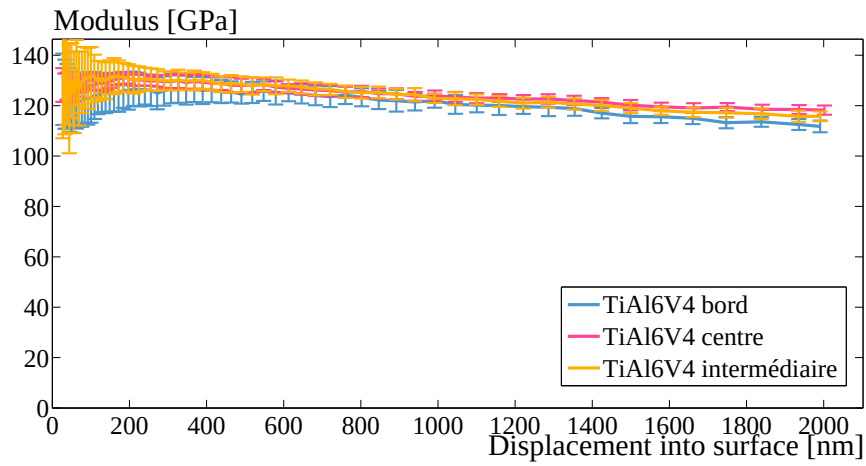


FIGURE 4.3 – Évolution radiale du module d'Young dans la tige de TiAl6V4

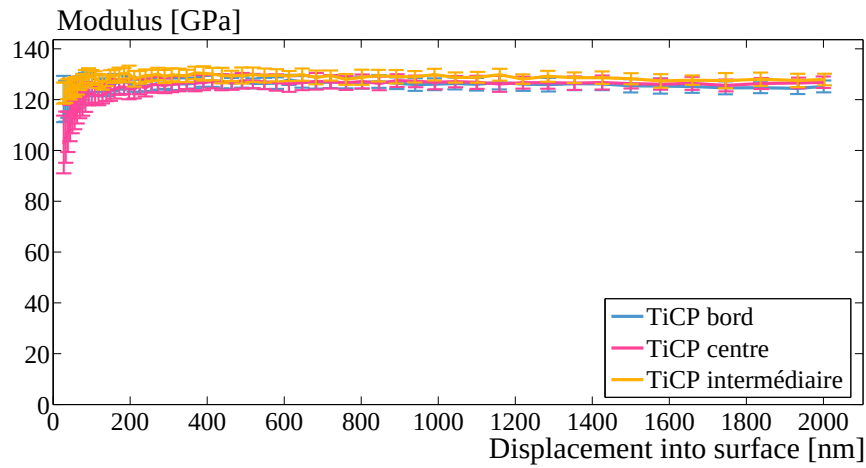


FIGURE 4.4 – Évolution radiale du module d'Young dans la tige de TiCP

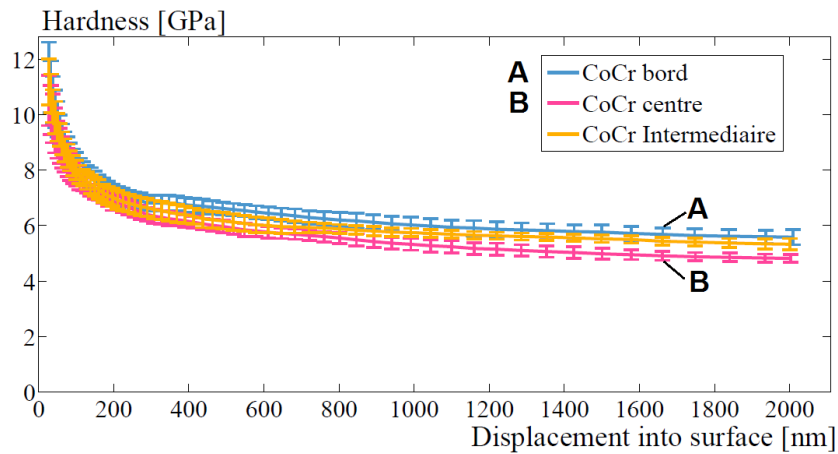


FIGURE 4.5 – Évolution radiale de la dureté dans la tige de CoCr

Il sera donc particulièrement intéressant de comparer la courbe moyenne des zones Centre et Bord des 3 matériaux, afin de déterminer les éventuelles variations radiales des propriétés.

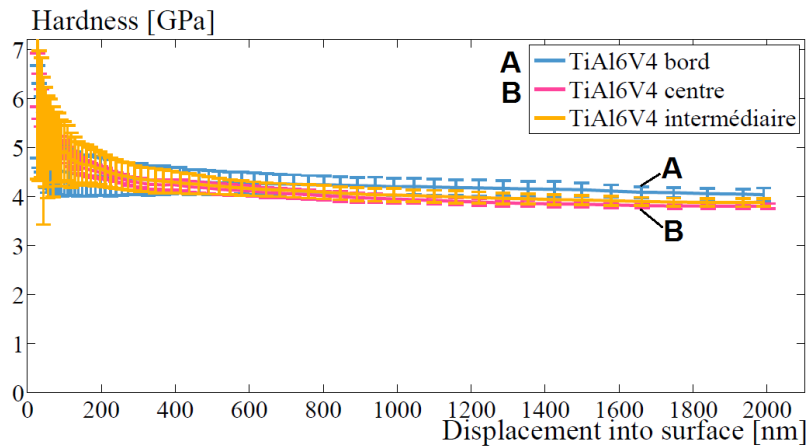


FIGURE 4.6 – Évolution radiale de la dureté dans la tige de TiAl6V4

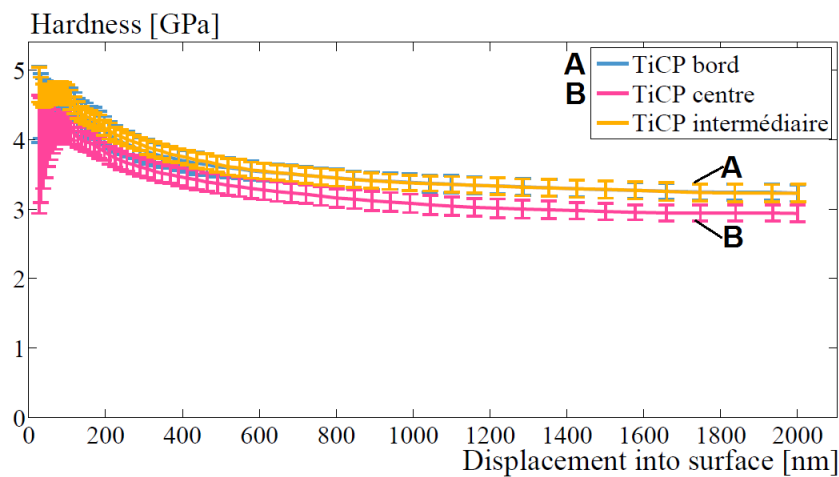


FIGURE 4.7 – Évolution radiale de la dureté dans la tige de TiCP

4.3 Essai de fatigue

Les résultats des essais de fatigue sont présentés dans cette section dans des graphes montrant le nombres de cycles à rupture en fonction de l'angle de pliage¹. Les essais étaient arrêtés si la tige résistait à plus de 3 millions de cycles. Ce type de résultat est symbolisé par un cercle bleu dans le graphique. De plus, 2 tiges ont été pliées puis redressées comme le montre la Figure 4.8, afin de voir l'impact d'une correction du chirurgien. Ces tiges sont représentées à l'aide de losanges rouges.

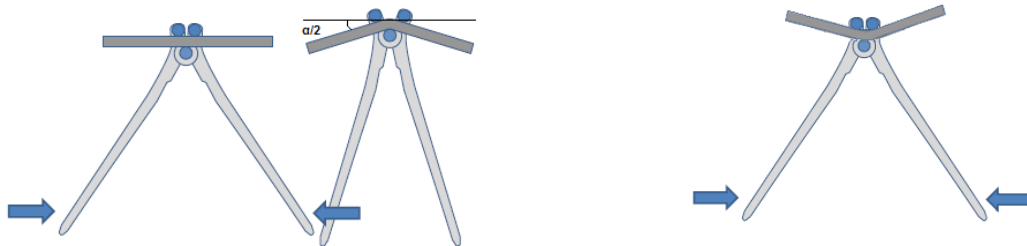


FIGURE 4.8 – Repliage de tige pour la redresser

1. La tige pliée à 7 degrés n'a pas pu être analysée suite à une mauvaise manipulation sur celle-ci.

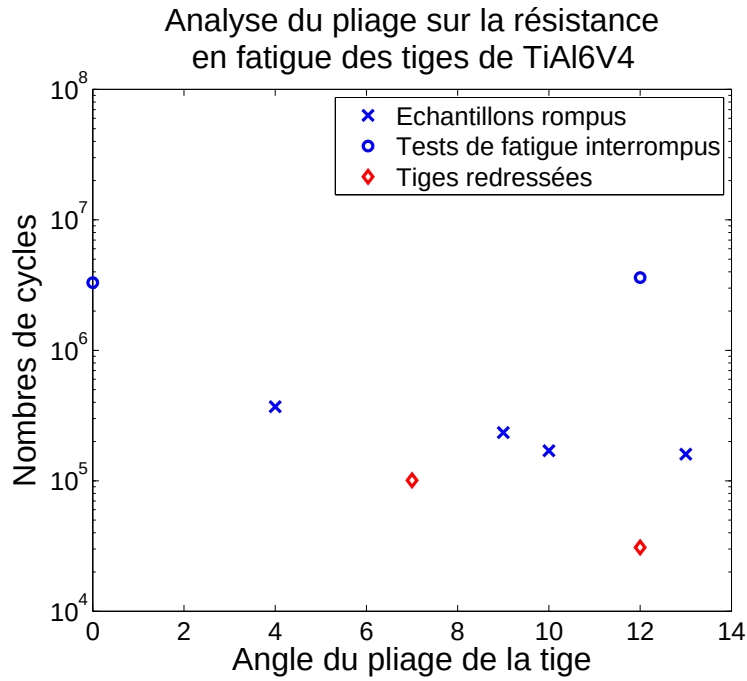


FIGURE 4.9 – Résultats de la fatigue des tiges de TiAl6V4 en fonction de l'angle de pliage pour une contrainte maximum de 900MPa

4.4 Essai Bauschinger

Les Figures 4.10, 4.11 et 4.12 montrent tout d'abord les graphiques du moment et de l'angle pour chaque matériau.

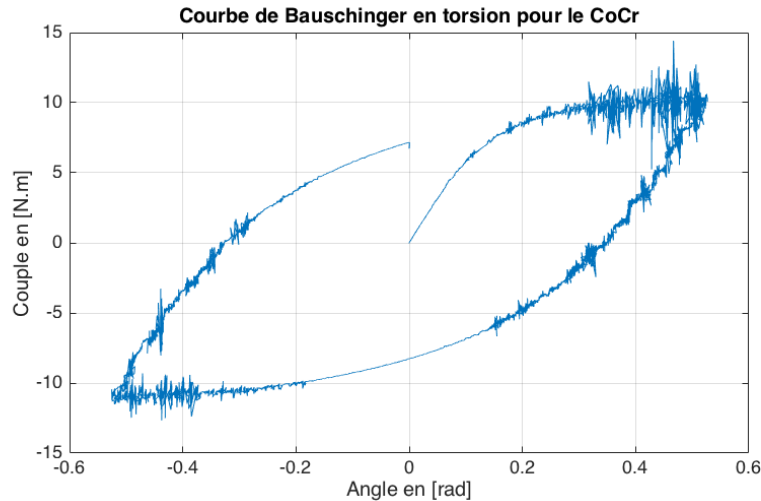


FIGURE 4.10 – Courbe de Bauschinger - Moment/Angle - CoCr

Comme la Figure 4.11 le montre, il y a un palier à environ 5 N.m lors de la première torsion pour le TiAl6V4. Ce palier peut-être expliqué par le fait que le matériau coincé dans les mors a cassé, ce qui a permis une augmentation de la rotation sans augmenter le couple (Figure 4.13). La courbe a donc été décalée afin de garder la continuité de la pente comme le montre la Figure 4.14.

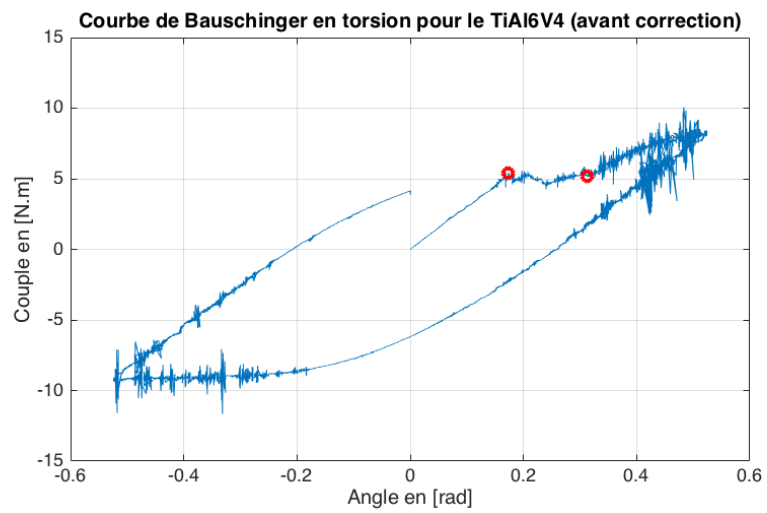


FIGURE 4.11 – Courbe de Bauschinger - Moment/Angle - TiAl6V4 (sans correction)

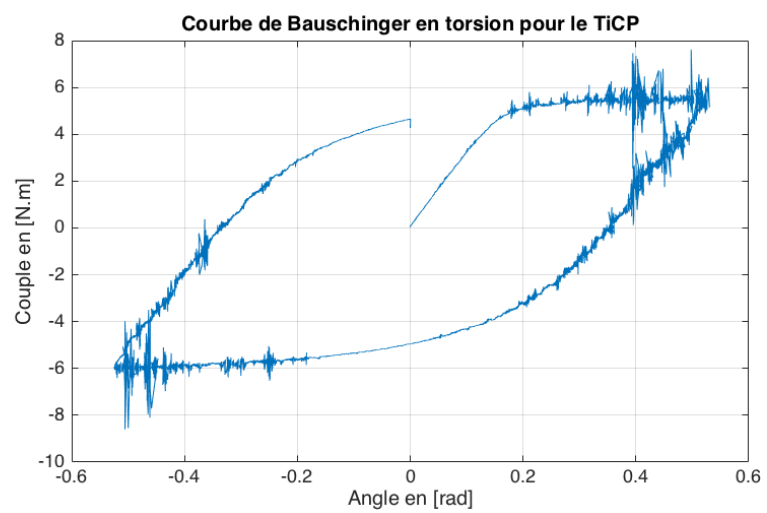


FIGURE 4.12 – Courbe de Bauschinger - Moment/Angle - TiCP



FIGURE 4.13 – Alliage de titane ayant cassé dans les mors

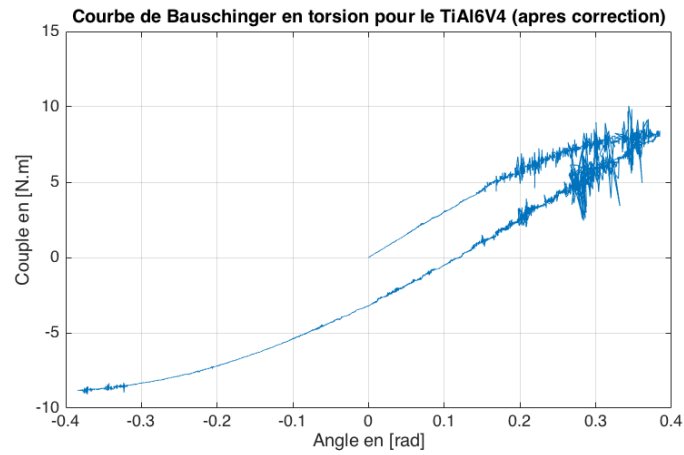


FIGURE 4.14 – Courbe de Bauschinger Moment/Angle du TiAl6V4 (avec correction)

Les différentes limites d'élasticité lors de la rotation inversée sont montrées sur les graphiques des Figures 4.15, 4.16 et 4.17 et sont résumées dans le tableau 4.4.

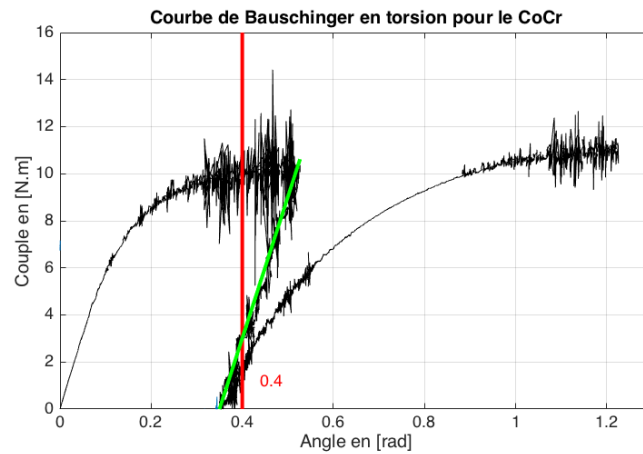


FIGURE 4.15 – Détermination de la limite d'élasticité du CoCr (rotation inverse)

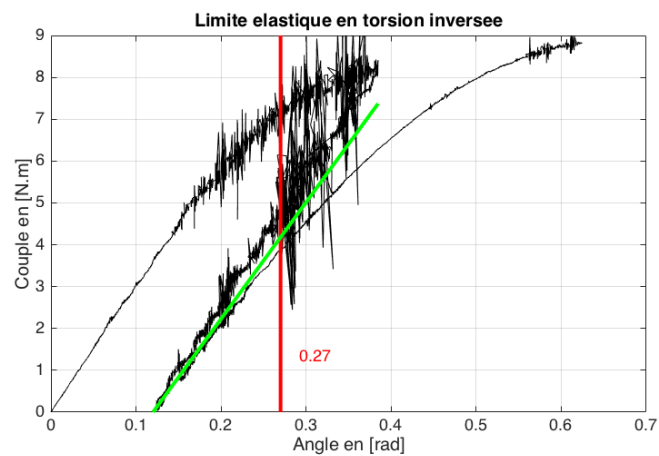


FIGURE 4.16 – Détermination de la limite d'élasticité du TiAl6V4 (rotation inverse)

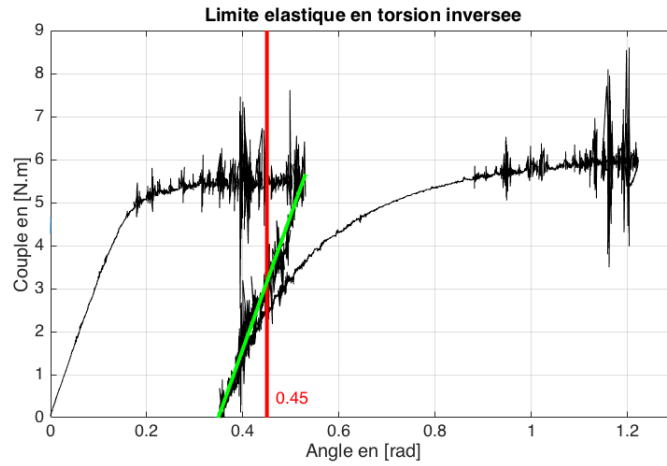


FIGURE 4.17 – Détermination de la limite d'élasticité du TiCP (rotation inverse)

TABLE 4.4 – Limites d'élasticité des différents matériaux lors de la seconde torsion

	CoCr	TiAl6V4	TiCP
Seconde Limite d'élasticité [rad]	0.4	0.27	0.45

Dès lors, les courbes de contraintes et déformations peuvent être obtenues à l'aide des équations montrées dans la section 2.7. Les différents graphiques sont montrés sur les Figures 4.18, 4.19 et 4.20 .

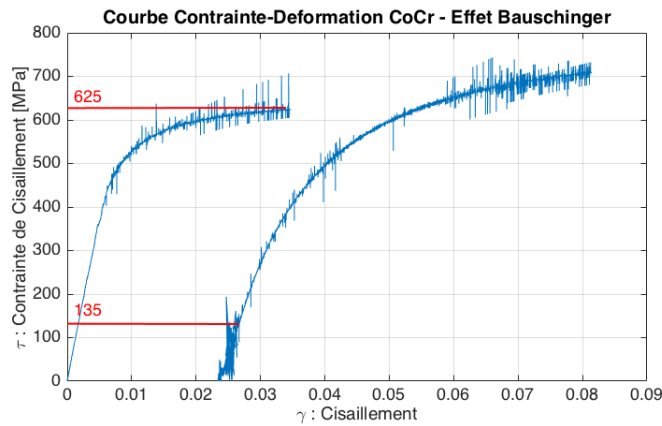


FIGURE 4.18 – Courbe de Bauschinger - Contrainte/déformation - CoCr

La courbe 4.19 montre un léger manque de continuité entre le domaine élastique et plastique de la première torsion. Cela est probablement dû à la correction faite suite au plateau observé sur le graphique 4.11.

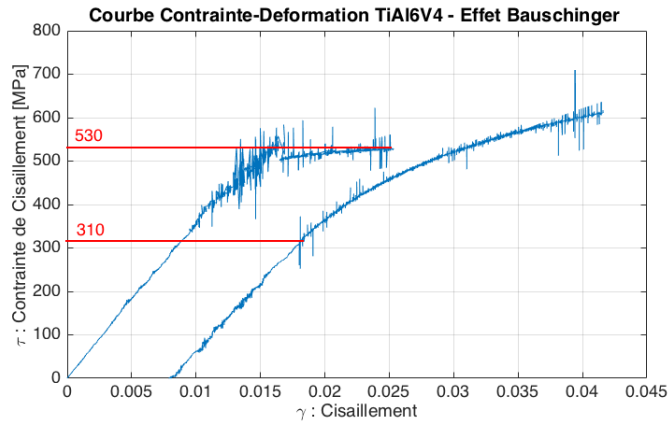


FIGURE 4.19 – Courbe de Bauschinger - Contrainte/déformation - TiAl6V4

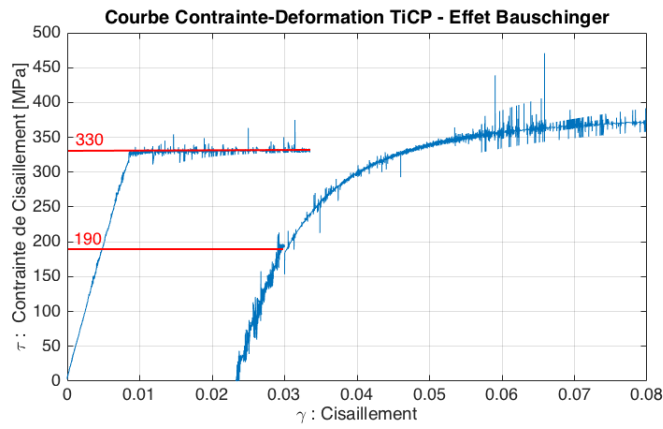


FIGURE 4.20 – Courbe de Bauschinger - Contrainte/déformation - TiCP

Finalement, nous pouvons transformer les valeurs des contraintes de cisaillement en contraintes équivalentes de von Mises, ce qui permet d'évaluer les contraintes de backstress ainsi que le facteur BEF. Le changement de τ en σ_{eq} se fait selon l'équation suivante :

$$\sigma_{eq} = \sqrt{3}\tau$$

Ces valeurs sont indiquées dans le tableau 4.5 et seront interprétées dans le Chapitre 6.2.

TABLE 4.5 – Ratio de Bauschinger et contrainte de backstress pour les 3 matériaux

	CoCr	TiAl6V4	TiCP
σ_{Y+} [MPa]	1082	918	572
σ_{Y-} [MPa]	234	537	329
σ_b [MPa]	424	190	121
BEF	0.216	0.585	0.576

Chapitre 5

Modélisation

Les simulations numériques ont pour but de valider certains résultats observés expérimentalement ainsi que de les comprendre et d'en extraire des tendances. Tout d'abord, les contraintes résiduelles après pliage ont été calculées pour différents angles de pliage. Ensuite, le maillage ayant été raffiné aux endroits où l'outil du chirurgien appuyait, nous avons souhaité observer la présence ou non d'indent. Finalement, dans le cadre du travail de fin d'étude d'Argjin Gashi, les simulations des essais de fatigue ont été faites.

Les maillages des tiges ont été faits à l'aide d'Abaqus sur les tiges de 5,5 mm de diamètre. Ensuite, le programme de calcul d'éléments finis Lagamine, développé par l'ULG a permis d'obtenir les différents résultats souhaités. Ceux-ci ont été représentés graphiquement à l'aide de LS-PrePost.

Ces simulations sont le fruit d'une collaboration avec Argjin Gashi.

5.1 Définition du maillage

Le maillage utilisé est celui illustré sur la Figure 5.1. Il a été raffiné aux endroits où l'outil était en contact avec la tige.

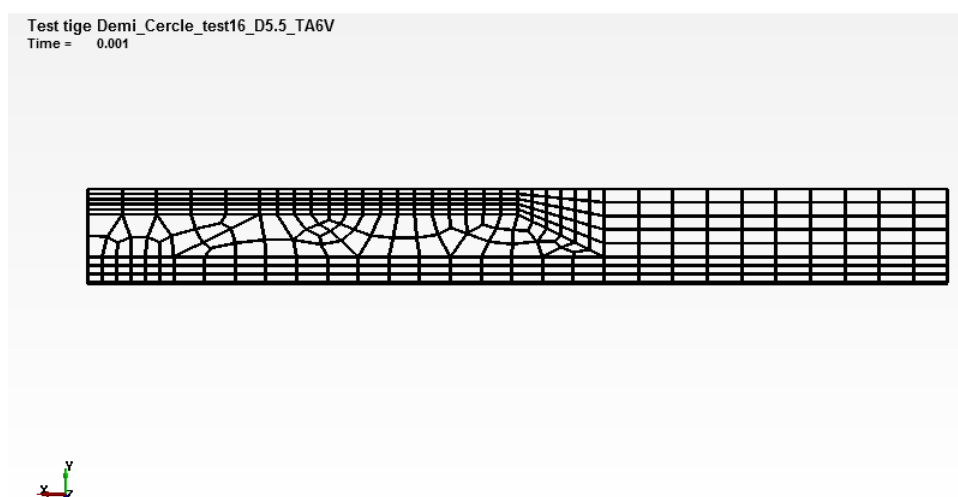


FIGURE 5.1 – Maillage utilisé lors des simulations de pliage

5.2 Paramètres du matériau

Seul le matériau TiAl6V4 a été modélisé. Ses propriétés ont été déterminées à l'aide de l'essai de traction et sont résumées dans le tableau 5.1. Ces paramètres sont définis sur la Figure 5.2. De plus, un écrouissage isotrope a été considéré.

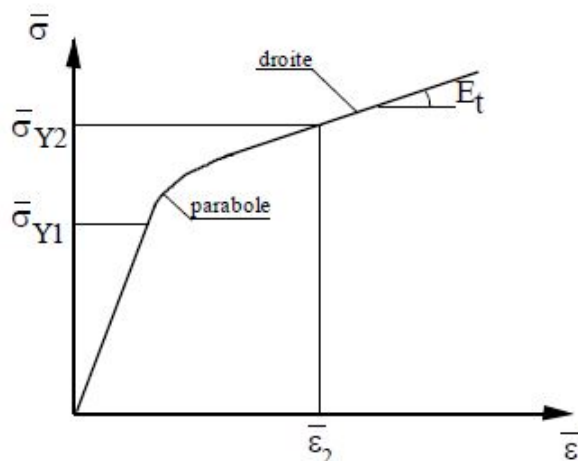


FIGURE 5.2 – Représentation graphique des paramètres du matériau sur une courbe de contrainte déformation

TABLE 5.1 – Paramètres du matériau TiAl6V4

Matériau	E [MPa]	ν	σ_{y1} [MPa]	σ_{y2} [MPa]	ϵ_2	E_t [MPa]
TiAl6V4	114053	0.3	1006.378	1006.378	0.0086161	5331.6

L'angle était déterminé à l'aide de la pente entre 2 noeuds situés à l'extrémité de la tige comme le montre la Figure 5.3. Pour trouver l'angle de pliage, cette pente doit être multipliée par 2.

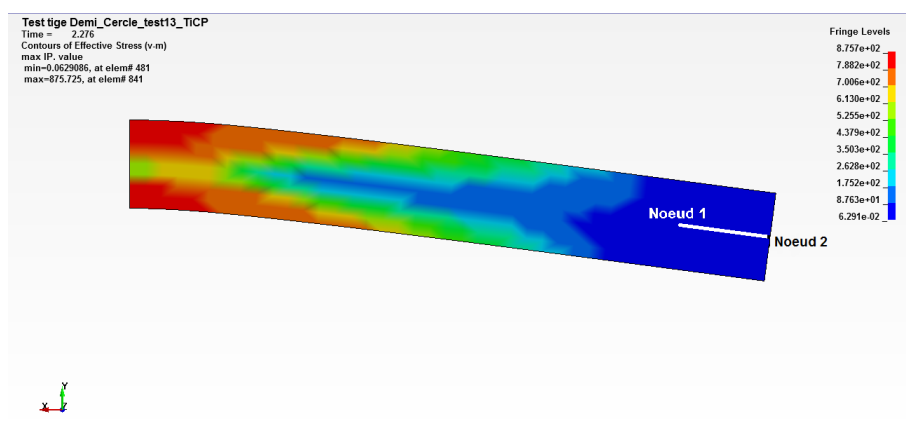


FIGURE 5.3 – Détermination de l'angle de pliage dans les simulations - L'angle vaut 2 fois la pente entre les 2 noeuds

5.3 Contraintes résiduelles

La Figure 5.4 montre l'évolution des contraintes dans la tige durant le pliage et après retour élastique. Cela permet de mieux appréhender les résultats présentés ci-dessous.

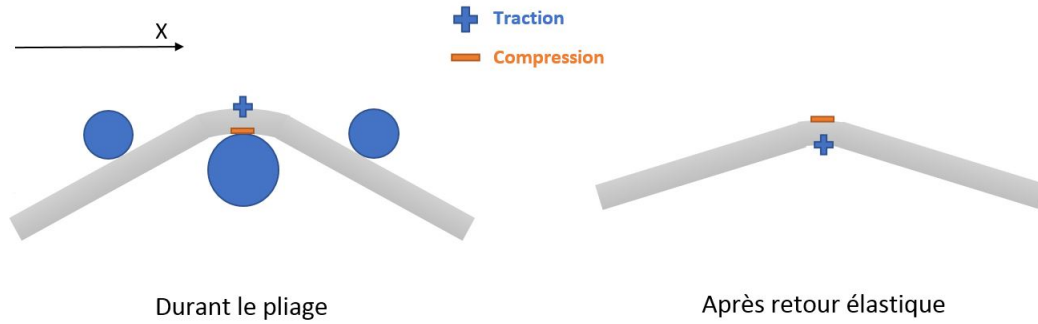


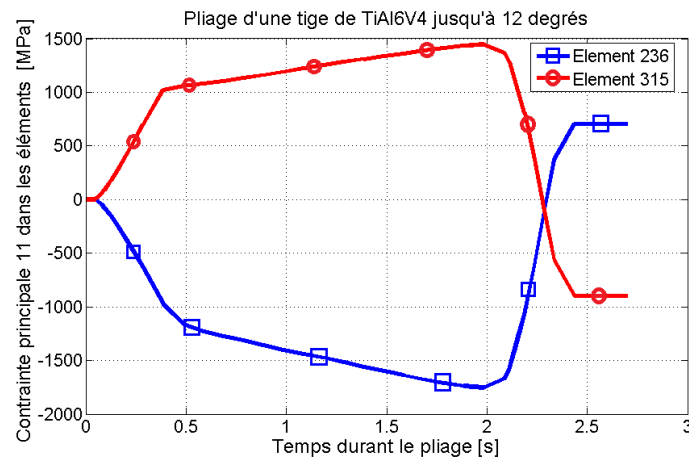
FIGURE 5.4 – Zones de compression et de traction durant le pliage et après le retour élastique

5.3.1 Influence de l'angle de pliage

Durant le pliage, les éléments en haut de la tige (comme l'élément 315 sur la Figure 5.5(a)) sont soumis à de la traction selon x . A l'inverse, les éléments en-dessous, (en contact avec l'outil) sont soumis à de la compression selon x . La Figure 5.5(b) montre l'évolution de cette contrainte au cours du pliage. Au début du chargement, la tige est encore dans le régime élastique jusqu'à environ 0.4 seconde. Au-delà, les 2 éléments entrent en plasticité. Nous observons donc un changement de pente sur le graphique. Une fois que l'on décharge la tige (à partir de 2 secondes sur le graphique), nous observons un retour élastique. Le système cherche alors à retrouver un état d'équilibre. Celui-ci est atteint à partir de 2.4 secondes. A l'équilibre, nous remarquons que les états de contraintes se sont inversés dans la tige. La partie supérieure est maintenant en compression et l'inférieure est en tension.



(a) Numérotation des éléments dans la tige



(b) Contraintes selon x dans les éléments 315 et 236

FIGURE 5.5 – Courbe de contraintes pour 2 éléments dans la tige durant le pliage

Le tableau 5.2 rassemble les plus grandes contraintes de traction selon x présentes dans chacune des tiges.

TABLE 5.2 – Première contrainte principale maximum en fonction de l'angle de pliage TiAl6V4

Angle	4.49 Degrés	9.46 Degrés	10.53 Degrés	12.89 Degrés	13.02 Degrés
σ_{11}^{max} [MPa]	594	688	711	756	756

5.3.2 Indentation de la tige

Le maillage utilisé étant davantage raffiné aux endroits de contact avec l'outil, on peut regarder si des indents sont laissés en surface par l'outil. Pour cela, la simulation pour un angle de 13° était relancée avec un coefficient de frottement fixé à 0.5 entre les outils et la tige.

La Figure 5.6 montre la déformation du matériau selon y avant retour élastique. Une zone légèrement déformée est visible sous l'emplacement de l'outil supérieur (dans le cercle rouge). Ces déformations sont de l'ordre de 0.03. Cependant, un fois l'outil éloigné et le retour élastique accompli, cette zone n'est plus visible (Figure 5.7). Ces résultats montrent donc que l'outil ne laisse pas d'indent significatif en surface.

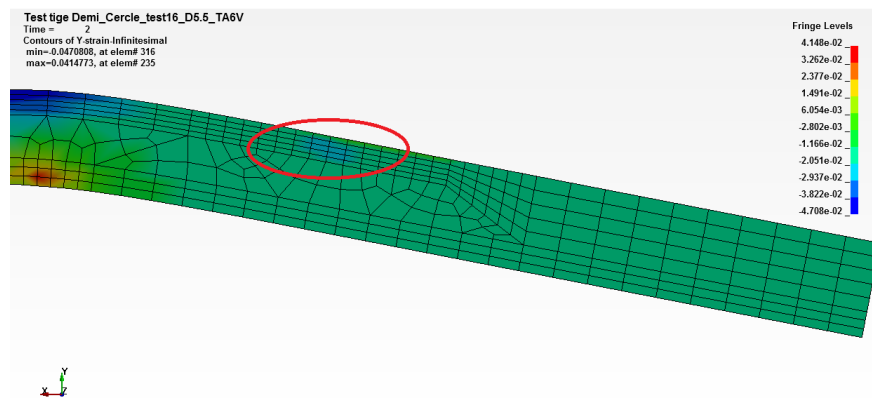


FIGURE 5.6 – Déformations selon y dans la tige avant retour élastique

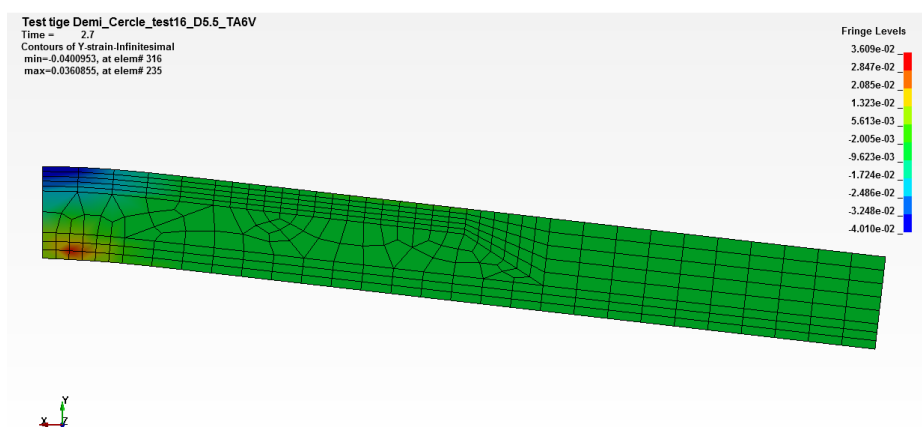


FIGURE 5.7 – Déformations selon y dans la tige après retour élastique

Chapitre 6

Discussions

6.1 Dureté et Module

Comme expliqué au chapitre 2.4, les résultats de la nanoindentation ont été obtenus à l'aide du modèle d'Oliver and Pharr qui considère une réaction de type "Sink-in". Observons tout d'abord les empreintes laissées en surface après la décharge. La Figure 6.1 montre différentes empreintes laissées sur les 3 matériaux. Nous constatons que ces empreintes n'ont pas de tendance fortement concave ou convexe ne permettant pas de prédire si le matériau a une réaction de type "pile-up" ou "sink-in".

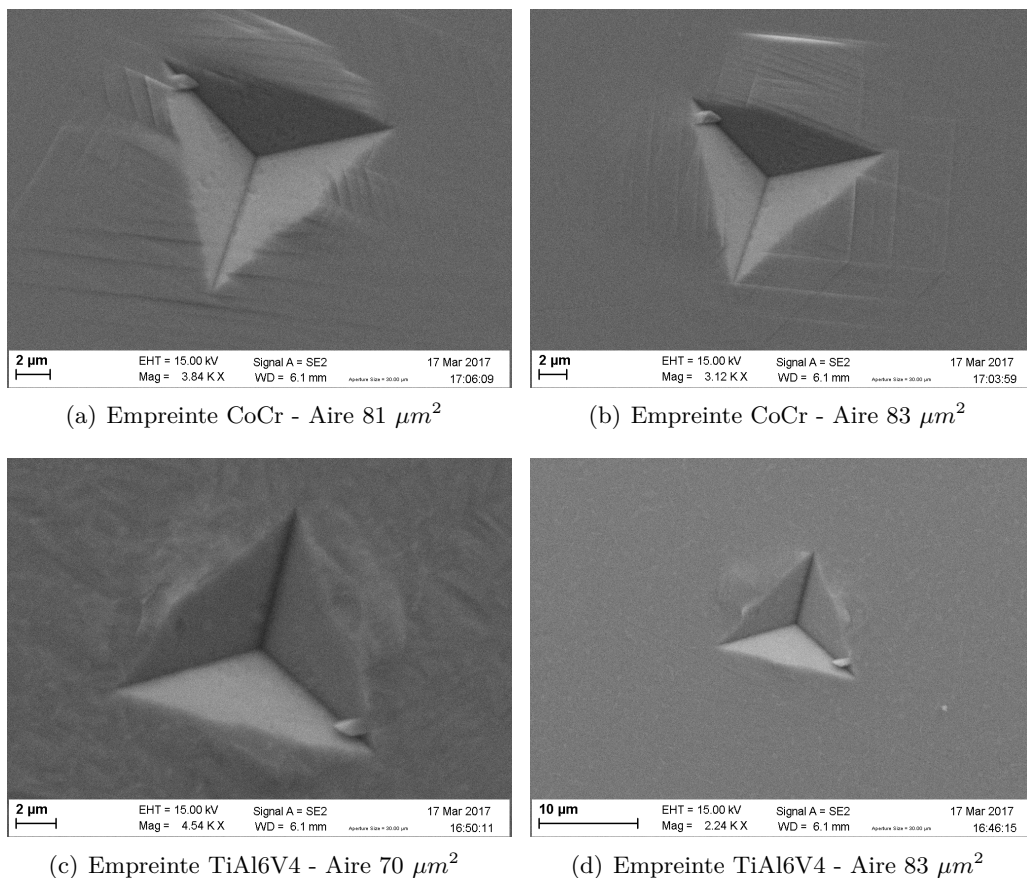


FIGURE 6.1 – Images MEB des empreintes suite à la nanoindentation

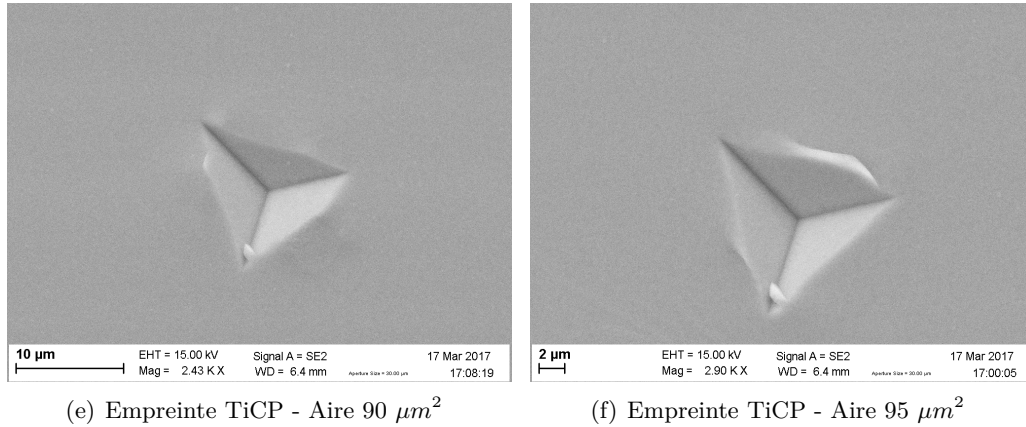


FIGURE 6.1 – Images MEB des empreintes suite à la nanoindentation (cont.)

Il est donc intéressant de refaire les calculs du module d'Young en utilisant les aires mesurées sur les images faites au microscopes de la Figure 6.1. Ces aires sont celles mesurées après retour élastique mais permettent une bonne approximation afin de vérifier le modèle. Cela nous donne les valeurs du tableau 6.1. Les valeurs obtenues grâce aux mesures de l'aire étant proches de celles obtenues par le modèle d'Oliver and Pharr, nous pouvons donc accepter celui-ci.

TABLE 6.1 – Validation des résultats de la nanoindentation

Module d'Young [GPa]	CoCr	TiAl6V4	TiCP
Validation	245.2 ± 1.3	117.9 ± 1.1	124.1 ± 0.5
Oliver and Pharr	233.1 ± 6.2	119.2 ± 1.8	126.1 ± 2.3

Les analyses de la nanoindentation ont également permis de déterminer les variations radiales de propriétés dans les tiges. Comme le montrent les Figures 4.2 à 4.4, le module d'Young peut être considéré comme constant radialement.

De plus, la nanoindentation montre que la dureté augmente sur les bords de la tige pour les 3 matériaux comme le montrent les graphes des Figures 4.5 à 4.7. Cette augmentation proche du bord est probablement due à un processus de grenaillage.

En comparant la dureté de la microdureté et de la nanoindentation, on constate que la microdureté est plus faible. En effet, durant la microdureté, la profondeur d'indentation est plus importante et comme le montre la tendance des graphes de la nanoindentation, plus la profondeur d'indent augmente, plus la dureté diminue.

6.2 Contraintes internes

Les contraintes présentes dans les tiges peuvent améliorer ou détériorer leur résistance en fatigue comme expliqué dans la section 1.2. Ces contraintes peuvent avoir 2 origines. La mise en forme de la tige (extrusion, grenaillage, ...) et le pliage de la tige.

Les contraintes internes peuvent être de 3 types :

- 1^{er} ordre : Variation des contraintes dans le matériau sur des zones plus grandes que la taille de la microstructure
- 2^{ème} ordre : Variation des contraintes localement à l'échelle des grains
- 3^{ème} ordre : Variations de contraintes au point de vue des atomes, des défauts,...

Les essais de Bauschinger permettent de déterminer l'effet des contraintes de 2ème ordre. En effet, lors de la déformation plastique, les obstacles au déplacement des dislocations créent des

contraintes internes. Les simulations de pliage permettent, elles, de montrer les contraintes de premier ordre.

Essai de Bauschinger Afin de comparer les contraintes internes présentes dans les matériaux, on peut regarder aux coefficient σ_b et BEF rappelés dans le tableau 6.2. Pour rappel, plus BEF est proche de 0, plus l'écrouissage est cinématique, et plus il est proche de 1, plus l'écrouissage est isotrope [43]. Si l'on souhaite comparer les facteurs BEF entre eux, celui du TiAl6V4 doit être diminué car il a été effectué à plus faible déformation.

TABLE 6.2 – Contraintes de backstress et ratio de Bauschinger (BEF) pour les 3 matériaux

	CoCr	TiAl6V4	TiCP
σ_b [MPa]	424	190	121
BEF	0.216	0.585	0.576

La contrainte de backstress donne l'amplitude des contraintes dues à l'écrouissage cinématique lors de la déformation plastique. Elle est nettement plus élevée dans le CoCr et donc le facteur BEF est également le plus grand dans le CoCr.

La Figure 6.2 permet de constater les avantages de l'effet Bauschinger suite au pliage des tiges. Reprenons la courbe de l'élément comprimé lors du pliage de la tige. Une fois que la tige est relâchée, on constate que les zones initialement en compression finissent en traction. Le fait que cet élément soit en état de traction est défavorable en cas d'apparition d'une fissure car cela faciliterait sa propagation. Pour observer l'impact de l'écrouissage cinématique, le chargement doit être inversé. Cet élément doit donc être soumis à de la traction. La courbe verte représente le cas d'un écrouissage isotrope et la courbe rouge celle d'un écrouissage cinématique.

Sur le graphe, la courbe rouge monte plus haut en contrainte que la courbe verte. Dès lors, dans le cas où une tige avec un écrouissage isotrope viendrait à être déformée dans le sens inverse, celle-ci devra supporter des contraintes supérieures. Cette contrainte, pour rappel orientée selon x , pourrait être trop élevée et provoquer la propagation d'une fissure. C'est pour cette raison que l'écrouissage cinématique montre un intérêt dans notre cas.

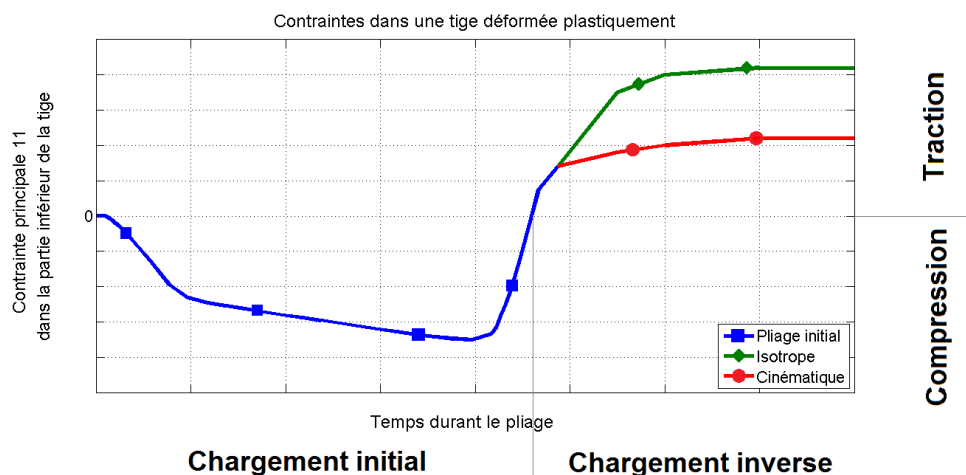


FIGURE 6.2 – Avantage de l'effet Bauschinger lors du pliage des tiges

Pliage Il est important de différencier les contraintes apparaissant à cause de l'effet Bauschinger et celles apparaissant suite au pliage de la tige. Pour rappel, les simulations numériques ont été réalisées en supposant un matériau avec écrouissage isotrope. Les simulations ont donc permis d'observer la répartition des contraintes résiduelles laissées suite au pliage des tiges ainsi que de quantifier leur variation avec l'angle de pliage. Si l'on représente graphiquement le tableau 5.2, on trouve la Figure 6.3.

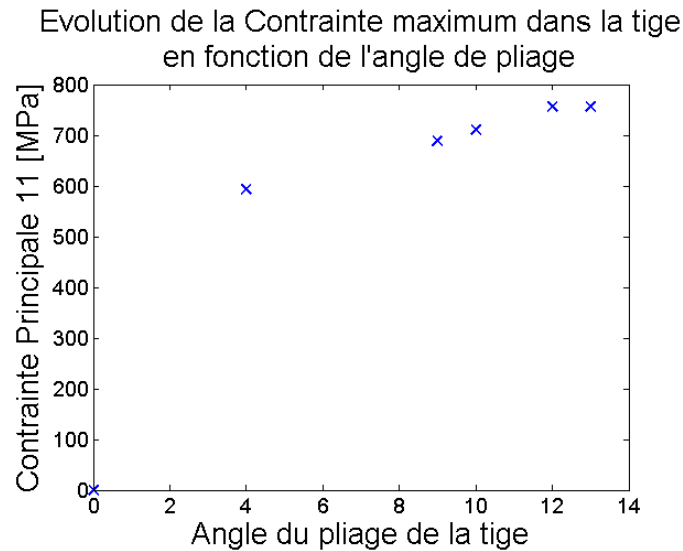


FIGURE 6.3 – Contrainte maximale selon x dans la tige après pliage en fonction de l'angle

Ce graphique montre que les contraintes résiduelles dues au pliage ne sont pas négligeables. En effet, la tige la moins pliée montre déjà une contrainte maximum selon x de 600 MPa. Néanmoins, au-delà d'un certain angle, l'augmentation de cette contrainte principale décroît.

Ces simulations peuvent également permettre d'émettre une hypothèse à propos de la localisation de la rupture des tiges. Sur la Figure 6.4(a), nous observons que la tige est fortement pliée au-dessus des 2 vis, et présente le côté concave vers l'arrière du dos. La Figure 6.4(b) montre quant à elle une tige cassée. L'endroit de rupture est également proche des 2 vis.

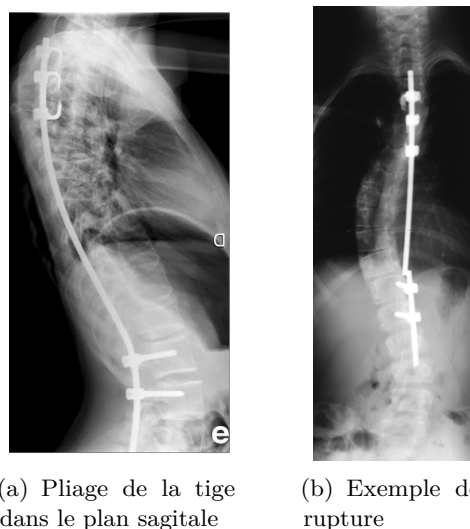


FIGURE 6.4 – Position typique de la rupture dans une tige

De plus, il a été observé dans le cadre de ces recherches que la propagation de la fissure en fatigue se faisait du dos vers le ventre comme le montre la Figure 6.5.

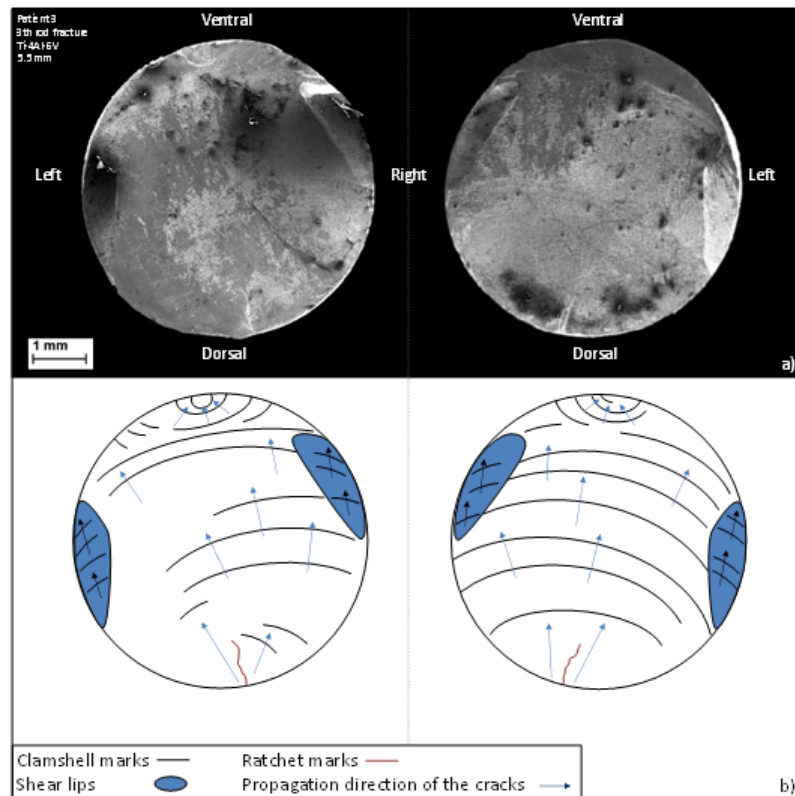


FIGURE 6.5 – Direction de propagation de la fissure dans la tige - Image non publiée, issue du travail de Arnaud Ribesse

Grâce aux simulations numériques, nous pouvons dire que la partie concave de la tige pliée est en état de traction. Cet état est défavorable à la propagation de fissure. En combinant l'analyse de la Figure 6.4 et la Figure 6.5, nous constatons que la fissure commence à se propager du côté dorsal, c'est-à-dire dans la partie concave du pliage. Cette zone semble donc favorable à la propagation de la fissure étant donné ses contraintes internes en traction.

Dès lors, il est important de minimiser les pré-contraintes ainsi que les contraintes en traction dans cette zone. En plus de l'angle de pliage qui influence cette valeur, si l'enfant se penche en avant cela aura également tendance à augmenter la traction dans cette partie de la tige. De plus, si la contrainte est suffisante pour introduire de la plasticité, cela reviendrait à effectuer un pliage inversé et donc l'effet Bauschinger, expliqué juste avant, aurait un impact important.

Cette analyse reste une hypothèse. Il serait donc intéressant d'investiguer davantage cette voie.

6.3 Fatigue

En analysant la Figure 4.9, nous pouvons observer plusieurs tendances.

Tout d'abord, la tige non pliée montre une résistance à la fatigue bien plus élevée que les tiges pliées (même à très faible angle). Dès lors, les chirurgiens doivent éviter de plier la tige lorsque ce n'est pas nécessaire.

Ensuite, plus l'angle de pliage augmente, plus le nombre de cycles à rupture diminue. Cette tendance se remarque particulièrement bien dans le graphique semi logarithmique. Cette diminution de propriété de la tige une fois pliée est cependant faible comparée à la différence entre une tige pliée et peu pliée. En effet, si l'on compare la différence entre 0 degrés et 4 degrés et 4 degrés et 9 degrés, la première différence est bien plus grande. En plus la tige de 0 degré n'a pas montré de rupture donc il s'agit d'une limite inférieure. Néanmoins, cette observation a été faite uniquement entre 3 échantillons. Il faudrait donc augmenter le nombre de mesures pour confirmer cette tendance.

De plus, la tige pliée à 12 degrés a montré une résistance particulièrement élevée. Il aurait été intéressant de multiplier les mesures pour chaque angle afin de déterminer si ce résultat est particulièrement non représentatif où si ce phénomène arrive assez régulièrement pour d'autres angles, et ce pour chaque angle.

Finalement, en supposant que les échantillons soient représentatifs, ce graphique montre que si le chirurgien fait une erreur en pliant la tige, puis la redresse, ses propriétés en seront d'autant plus affectées. Il est donc préférable de garder la tige pliée si possible.

Les tiges pliées ont une moyenne de résistance à environ 200 000 cycles. Afin de trouver la fréquence typique de sollicitations des tiges dans les dos des enfants, ce nombre peut être divisé par la durée moyenne de vie des tiges. Dans le cas du montage 3H2S, nous avons pu récupérer la durée de vie de 7 tiges. En moyenne, ces tiges ont cassé après 14 mois. Cela représente environ $3,7 * 10^7$ secondes et la fréquence obtenue est d'environ $5,3 * 10^{-3}$ Hz. Cela équivaut à une sollicitation toutes les 3 minutes. Cela peut faire penser aux mouvements de l'enfant dans la vie de tous les jours. Cependant, cela suppose que les contraintes que subissent les tiges sont équivalente à 90% de sa limite d'élasticité. Cette hypothèse n'est pas fondée et nécessiterait une recherche plus approfondie.

Conclusions

Cette investigation a permis de caractériser 3 différents matériaux pour les tiges de croissance. L'analyse a porté sur une caractérisation microstructurale, mécanique et de la fatigue. Les tiges avaient un rayon de 5,5 mm de diamètre et les matériaux étudiés étaient en alliage de cobalt chrome, en alliage de titane TiAl6V4 et en titane commercialement pur.

En début d'investigation, la composition ainsi que la microstructure de ces tiges ont été caractérisées. L'analyse de la microstructure permet d'interpréter le processus de fabrication des tiges. Il est apparu que les tiges sont probablement extrudées comme le montre la microstructure allongée de l'alliage de titane, puis certaines subissent un traitement thermique afin d'obtenir une microstructure à nouveau isotrope et enfin, un procédé de grenaillage permet d'introduire des contraintes de compression en surface afin d'améliorer les propriétés en fatigue.

Les tiges ont alors été étudiées afin de déterminer leurs propriétés mécaniques. En plus des essais de traction qui ont permis de connaître les modules d'Young et les limites d'élasticité, des essais de dureté ont été réalisés. Ces essais ont permis de montrer une augmentation de la dureté à l'approche de la surface. Cette augmentation témoigne peut-être d'un procédé de grenaillage ayant pris place sur tous les échantillons.

Un dernier essai a permis d'évaluer le type d'écrouissage des matériaux à l'aide d'un essai de Bauschinger en torsion. Le ratio de Bauschinger et la contrainte de backstress ont ainsi pu être caractérisés pour chacune des tiges. Les tiges de Cobalt-Chrome ont montré des contraintes internes plus importantes et donc un ratio de Bauschinger plus important (0,216). Les tiges de titane pur et l'alliage ont eu un écrouissage davantage mixte. L'écrouissage cinématique nous a semblé intéressant dans le cadre des tiges de croissance afin d'éviter l'augmentation des contraintes en traction, davantage propice à la propagation des fissures.

Les simulations des pliages des tiges s'inscrivent dans la continuité de l'évaluation de contraintes internes. Le but a été de quantifier les contraintes insérées dans la tige lors de leur pliage par les chirurgiens. Une zone de traction est créée sur la partie concave de la tige et inversement. Cette zone de traction n'est pas souhaitable dans le cas des tiges de croissance. En effet, afin de suivre la lordose de la colonne, la tige doit être pliée, induisant une zone de traction dans la partie concave de la tige. Cette zone de traction semble être à l'origine de l'affaiblissement et de la rupture de celle-ci. Les simulations ont également mis en évidence le fait que ces contraintes internes augmentent rapidement avec l'angle de pliage.

Pour finir, les tiges ont été testées en fatigue afin d'observer leur comportement en fonction de l'angle de pliage de celles-ci. En faisant varier la contrainte de 10 à 90 % de la limite d'élasticité, nous avons observé que la tige n'ayant pas subi de pliage présente une résistance en fatigue bien plus élevée que les tiges pliées. Les tiges pliées ont une résistance se situant aux alentours des 200 000 cycles. En considérant que ces tiges cassent en moyenne après 14 mois, cela représente environ une sollicitation toutes les 3 minutes. La fatigue pourrait donc venir des mouvements de la vie quotidienne de l'enfant (se lever, s'abaisser, s'habiller, jouer,...). Enfin, les tiges redressées

montrent elles des propriétés encore plus faibles que les tiges pliées. Les chirurgiens doivent donc éviter au maximum de plier la tige et si une erreur de pliage devait être faite, il serait préférable d'éviter de la redresser.

Ces analyses permettent donc de mieux comprendre l'impact du procédé de mise en forme et de pliage sur la résistance à la fatigue. Cependant, afin d'obtenir de meilleurs conseils pour améliorer la durée de vie de ces tiges, la recherche pourrait être prolongée.

Tout d'abord, d'une part, les essais de fatigue devraient être réalisés sur les différents matériaux avec davantage d'échantillons pour mettre en évidence une tendance plus nette et comprendre le résultat particulier obtenu. Les surfaces de rupture des essais en laboratoire peuvent également être comparées à celles provenant de cas réels. D'autre part, il serait intéressant d'étudier l'influence du style de pliage. Il existe différents outils pour plier les tiges, mais également différentes techniques de pliage. Si la tige est pliée faiblement mais à davantage d'endroits, le même angle de correction peut être atteint et il se pourrait que les propriétés de fatigue ne soient pas autant dégradées. Ensuite, les simulations numériques devraient être poursuivies afin de prendre en compte l'écrouissage cinématique mais également afin de comparer les contraintes internes introduites dans les différents matériaux. Enfin, il serait également intéressant de se pencher davantage sur l'impact du pliage localisé dans la lordose de la colonne. Cette zone semble être un point clé dans la rupture des tiges. Une analyse sur plusieurs radiographies d'enfants pourrait permettre de confirmer cette piste.

Bibliographie

- [1] Larousse. <http://www.larousse.fr/dictionnaires/francais-monolingue>, 2017.
- [2] Hiroyuki Yoshihara. Rods in spinal surgery : a review of the literature. *The Spine Journal*, 13(10) :1350–1358, 2013.
- [3] Wiktionnaire. compliance — wiktionnaire,. <https://fr.wiktionary.org/wiki/compliance>, 2017. [En ligne ; Page disponible le 05-Mai-2016].
- [4] Wikipédia. Écrouissage — wikipédia, l’encyclopédie libre, 2017. [En ligne ; Page disponible le 31-mai-2017].
- [5] Kenta Yamanaka, Manami Mori, Ken Yamazaki, Ruriko Kumagai, Minoru Doita, and Akihiko Chiba. Analysis of the fracture mechanism of ti-6al-4v alloy rods that failed clinically after spinal instrumentation surgery. *Spine*, 40(13) :E767–E773, 2015.
- [6] Michael A Slivka, Yung K Fan, and Jason C Eck. The effect of contouring on fatigue strength of spinal rods : Is it okay to re-bend and which materials are best ? *Spine Deformity*, 1(6) :395–400, 2013.
- [7] Jeffrey C Dick and Craig A Bourgeault. Notch sensitivity of titanium alloy, commercially pure titanium, and stainless steel spinal implants. *Spine*, 26(15) :1668–1672, 2001.
- [8] Carl Todd, Wisam Witwit, Peter Kovac, Anna Swärd, Cecilia Agnvall, Pall Jonasson, Olof Thoreson, Leif Swärd Jon Karlsson, and Adad Baranto. Pelvic retroversion is associated with flat back and cam type femoro-acetabular impingement in young elite skiers. *Spine*, 2016.
- [9] Ortheo. Colonne vertébrale : cyphose, lordose, scoliose. <http://blog.ortho.com/general/colonne-vertebrale-cyphose-lordose-scoliose>, 2015. [En ligne ; Page disponible le 05-Janvier-2017].
- [10] Ali A Baaj and Praveen V Mummaneni. *Handbook of spine surgery*. Thieme, 2011.
- [11] Dr. Kaushik Kr. Dutta. Scoliosis seminar. <http://fr.slideshare.net/kaushikdutta1884/scoliosis-seminar>, 2015. [En ligne ; Page disponible le 28-December-2016].
- [12] Wikipedia. Système de référence en anatomie — Wikipedia, the free encyclopedia. https://fr.wikipedia.org/wiki/Syst%C3%A8me_de_r%C3%A9f%C3%A9rence_en_anatomie, 2004. [En ligne ; Page disponible le 29-December-2016].
- [13] V Cunin. Early-onset scoliosis—current treatment. *Orthopaedics & Traumatology : Surgery & Research*, 101(1) :S109–S118, 2015.
- [14] Matthew B Dobbs and Stuart L Weinstein. Infantile and juvenile scoliosis. *Orthopedic Clinics of North America*, 30(3) :331–341, 1999.
- [15] Muharrem Yazici and Z Deniz Olgun. Growing rod concepts : state of the art. *European Spine Journal*, pages 1–13, 2013.
- [16] Nicholas D Fletcher and Robert W Bruce. Early onset scoliosis : current concepts and controversies. *Current reviews in musculoskeletal medicine*, 5(2) :102–110, 2012.

- [17] Sandra Donaldson. Au sujet de la scoliose, qu'est-ce que la scoliose. <http://www.aboutkidshealth.ca/Fr/ResourceCentres/Scoliosis-Parents/AboutScoliosis/Pages/default.aspx>, 2008. [En ligne ; Page disponible le 04-Janvier-2017].
- [18] Henry W Albers, M Timothy Hresko, Jeffery Carlson, and John E Hall. Comparison of single-and dual-rod techniques for posterior spinal instrumentation in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 25(15) :1944–1949, 2000.
- [19] Lotfi Miladi, Alexandre Journe, and Maryline Mousny. H3s2 (3 hooks, 2 screws) construct : a simple growing rod technique for early onset scoliosis. *European Spine Journal*, 22(2) :96–105, 2013.
- [20] Wudbhav N Sankar, Daniel C Acevedo, and David L Skaggs. Comparison of complications among growing spinal implants. *Spine*, 35(23) :2091–2096, 2010.
- [21] Satoru Demura, Hideki Murakami, Hiroyuki Hayashi, Satoshi Kato, Katsuhito Yoshioka, Noriaki Yokogawa, Takayoshi Ishii, Takashi Igarashi, Xiang Fang, and Hiroyuki Tsuchiya. Influence of rod contouring on rod strength and stiffness in spine surgery. *Orthopedics*, 38(6) :e520–e523, 2015.
- [22] Colleen Lindsey, Vedat Deviren, Zheng Xu, Ru-Fang Yeh, and Christian M Puttlitz. The effects of rod contouring on spinal construct fatigue strength. *Spine*, 31(15) :1680–1687, 2006.
- [23] George Bellefontaine. *The corrosion of CoCrMo alloys for biomedical applications*. PhD thesis, University of Birmingham, 2010.
- [24] Koon Gee Neoh, Xuefeng Hu, Dong Zheng, and En Tang Kang. Balancing osteoblast functions and bacterial adhesion on functionalized titanium surfaces. *Biomaterials*, 33(10) :2813–2822, 2012.
- [25] Lotfi Miladi and Maryline Mousny. A novel technique for treatment of progressive scoliosis in young children using a 3-hook and 2-screw construct (h3s2) on a single sub-muscular growing rod : surgical technique. *European Spine Journal*, 23(4) :432–437, 2014.
- [26] T. Ji and The University of Manchester A. Bell. Buckling loads and boundary conditions. http://www.mace.manchester.ac.uk/project/teaching/civil/structuralconcepts/Statics/buckling/buckling_mod2.php, 2017. [En ligne ; Page disponible le 01-Mai-2017].
- [27] L Wagner and JK Bigoney. Fatigue of titanium alloys. *Titanium and Titanium Alloys : Fundamentals and Applications*, pages 153–185, 2005.
- [28] Florent Berthet. Fatigue mécanique et slackline. <http://slack-inov.com/fr/content/16-fatigue-mecanique-et-slackline>. [En ligne ; Page disponible le 30-Avril-2017].
- [29] JO Almen. Shot blasting to increase fatigue resistance. Technical report, SAE Technical Paper, 1943.
- [30] Justin S Yang, Paul D Sponseller, George H Thompson, Behrooz A Akbarnia, John B Emans, Muharrem Yazici, David L Skaggs, Suken A Shah, Pooria Salari, Connie Poe-Kochert, et al. Growing rod fractures : risk factors and opportunities for prevention. *Spine*, 36(20) :1639–1644, 2011.
- [31] Jean Dubousset, JA Herring, and Harry Shufflebarger. The crankshaft phenomenon. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 9(5) :541–550, 1989.
- [32] Vidyadhar V Upasani, Christine Caltoun, Maty Petcharaporn, Tracey Bastrom, Jeff Pawelek, Michelle Marks, Randal R Betz, Lawrence G Lenke, and Peter O Newton. Does obesity affect surgical outcomes in adolescent idiopathic scoliosis? *Spine*, 33(3) :295–300, 2008.
- [33] EAG Laboratories. Spectroscopie à rayons x à dispersion d'énergie, analyse eds. <http://www.eaglabs.fr/cm/eds.html>. [En ligne ; Page disponible le 17-Mai-2017].

- [34] Département de Physique UNS Nice. Le microscope électronique à balayage - notions à savoir. <http://physique.unice.fr/sem6/2007-2008/PagesWeb/MEB/notions.html>. [En ligne; Page disponible le 17-Mai-2017].
- [35] Audrey Favache. Bases nanoindentation.
- [36] Warren C Oliver and Georges M Pharr. Measurement of hardness and elastic modulus by instrumented indentation : Advances in understanding and refinements to methodology. *Journal of materials research*, 19(01) :3–20, 2004.
- [37] Mark Hardiman, TJ Vaughan, and Conor T McCarthy. The effects of pile-up, viscoelasticity and hydrostatic stress on polymer matrix nanoindentation. *Polymer Testing*, 52 :157–166, 2016.
- [38] ANSYS. *Mechanical Structural Nonlinearities - Rate Independent Plasticity*, 2010. Customer Training Material.
- [39] Professor Khanh Chau Le. Lecture notes in allgemeine mechanik. http://www.vgu.edu.vn/fileadmin/pictures/studies/master/compeng/study_subjects/modules/tp/plastice.pdf. [En ligne; Page disponible le 25-Mai-2017].
- [40] Krystel Renard. *Characterisation of the relationship between microstructure evolution and work hardening of Fe-Mn-C TWIP steels*. PhD thesis, Ecole Polytechnique de Louvain - Université Catholique de Louvain, May 2012.
- [41] Andrii Gennadiovych Kostryzhev. *Bauschinger effect in Nb and V microalloyed line pipe steels*. PhD thesis, University of Birmingham, 2009.
- [42] Jun Yan. *Study of Bauschinger effect in various spring steels*. PhD thesis, Citeseer, 1998.
- [43] Victor Tuninetti, Gaëtan Gilles, O Milis, Thomas Pardoën, and Anne-Marie Habraken. Anisotropy and tension–compression asymmetry modeling of the room temperature plastic response of ti–6al–4v. *International Journal of Plasticity*, 67 :53–68, 2015.

Annexe A

Lien entre la contrainte et la force (fatigue)

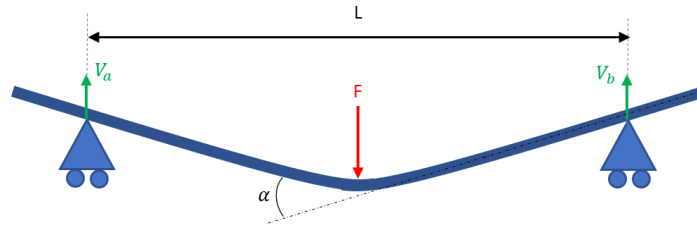


FIGURE A.1 – Schéma de la fatigue en flexion 3 points

$$\begin{cases} \Sigma F_h = F - V_A - V_B = 0 \\ \Sigma F_v = 0 \\ \Sigma M = \frac{L}{2}F - LV_B = 0 \end{cases}$$

$$V_A = V_B = \frac{F}{2}$$

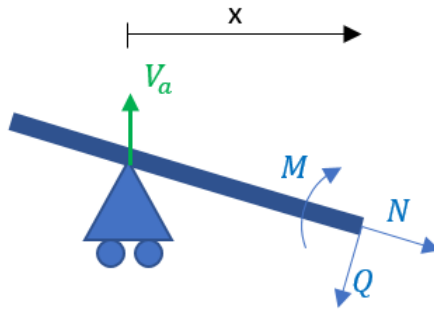


FIGURE A.2 – Analyse des efforts internes dans la tige

$$\begin{cases} \Sigma F_h = \cos(\frac{\alpha}{2})N - \sin(\frac{\alpha}{2})Q = 0 \\ \Sigma F_v = \sin(\frac{\alpha}{2})N + \cos(\frac{\alpha}{2})Q - V_A = 0 \\ \Sigma M = M(x) + \frac{x}{\cos(\frac{\alpha}{2})}Q = 0 \end{cases}$$

La première équation donne : $N = \frac{\sin(\frac{\alpha}{2})Q}{\cos(\frac{\alpha}{2})}$

On peut donc substituer N dans la deuxième équation, ce qui donne :

$$\sin(\frac{\alpha}{2}) \frac{\sin(\frac{\alpha}{2})Q}{\cos(\frac{\alpha}{2})} + \cos(\frac{\alpha}{2})Q = V_A$$

Dès lors, Q vaut :

$$Q = \frac{V_A}{(\sin(\frac{\alpha}{2})\tan(\frac{\alpha}{2}) + \cos(\frac{\alpha}{2}))}$$

Finalement, on trouve grâce à l'équation du moment :

$$M(x) = \frac{-x}{\cos(\frac{\alpha}{2})} \frac{V_A}{(\sin(\frac{\alpha}{2})\tan(\frac{\alpha}{2}) + \cos(\frac{\alpha}{2}))} = \frac{-xV_A}{\sin^2(\frac{\alpha}{2}) + \cos^2(\frac{\alpha}{2})} = -xV_A$$

Le moment est donc maximum lorsque $x = \frac{L}{2}$

La contrainte étant égale à : $\sigma = \frac{M(x)y}{I}$

Elle sera maximum lorsque $x = \frac{L}{2}$ et que y sera égal à R : $\sigma = \frac{M(\frac{L}{2})R}{\frac{\pi}{4}R^4}$

$$\sigma = \frac{LF}{\pi R^3}$$

Annexe B

Plasticité des métaux

B.1 Écrouissage

Lors de la déformation d'un matériau, on peut distinguer 2 types de régimes. Le régime élastique et le régime plastique. Sur un graphique contrainte déformation, ce changement de régime apparaît lorsque la droite perd son régime élastique B.1. La contrainte à laquelle ce changement apparaît est la limite d'élasticité σ_y . Au-delà de cette limite, le matériau acquiert des déformation permanentes. Lorsque le matériau est ensuite déchargé de toute contrainte, une déformation plastique permanente est observée.

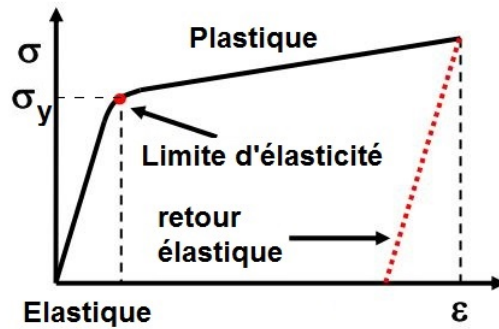


FIGURE B.1 – Courbe de contrainte déformation typique - [38]

Dans la Figure B.1 le matériau sera dans le domaine plastique si la contrainte est au-delà de la limite d'élasticité $\sigma > \sigma_y$

Dans le cadre d'un chargement plus complexe, le critère d'entrée en plasticité est donné grâce à la contrainte équivalente de von Mises :¹

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] - 3\tau_1^2 + 3\tau_2^2 + 3\tau_3^2}$$

Si cette contrainte équivalente est supérieure à la limite d'élasticité, le matériau est dans le domaine plastique $\sigma_e > \sigma_y$.

Ce critère peut être représenté par la surface de charge dans l'espace des contraintes $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$. Visuellement, le matériau est déformé de manière élastique si l'on se trouve à l'intérieur de cette surface, et inversement. Cela est représenté sur la Figure B.2

1. d'autres modèles existent mais celle-ci est la plus courante et est utilisée dans ce rapport

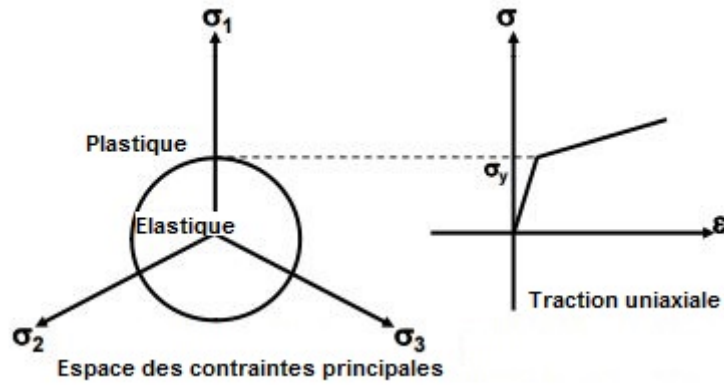


FIGURE B.2 – Illustration de la surface de charge - [38]

On peut maintenant introduire le concept d'écrouissage. Deux types d'écrouissage peuvent prendre place. L'écrouissage isotrope et cinématique.

Dans le cas de l'écrouissage isotrope, lorsque le matériau est déformé plastiquement, sa limite d'élasticité augmente. En effet si l'on décharge le matériau puis qu'on le charge à nouveau, la déformation restera élastique jusqu'à cette nouvelle limite d'élasticité. Cela peut donc être représenté comme un agrandissement de la surface de charge comme le montre la Figure B.3.

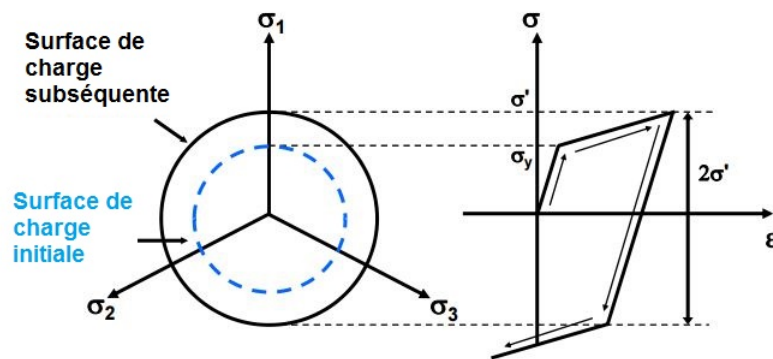


FIGURE B.3 – Evolution de la surface de charge dans le cas d'un écrouissage isotrope - [38]

L'écrouissage cinématique lui ne change pas la forme de la surface de charge. Durant la déformation plastique, la surface de charge va subir une translation dans le plan des contraintes. La nouvelle limite d'élasticité va donc dépendre du déplacement de la surface. Étant donné que celle-ci n'a pas changé de forme, la différence entre σ' et la nouvelle limite d'élasticité est $2\sigma_y$ comme le montre la Figure B.4.

Le ratio de Bauschinger (BEF) permet donc de quantifier le type d'écrouissage du matériau. Si le coefficient vaut 1, il se comporte avec un écrouissage purement isotrope, s'il vaut 0, il s'agit d'un écrouissage purement cinématique. Toutes les valeurs intermédiaires témoignent d'un écrouissage mixte.

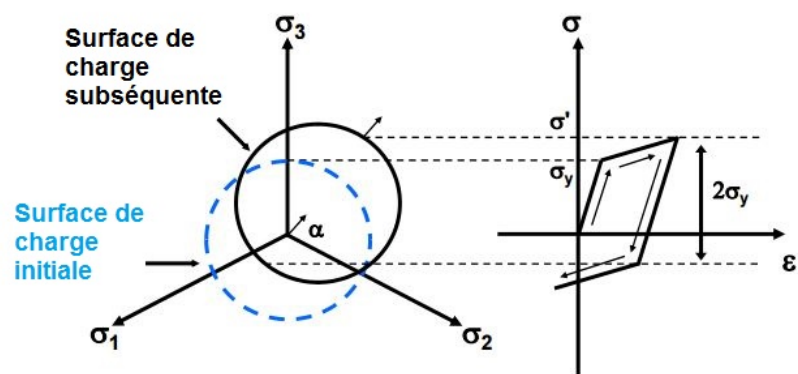


FIGURE B.4 – Evolution de la surface de charge dans le cas d'un écrouissage cinématique - [38]

