

Université de Montréal

Évaluation in vitro du coefficient de friction statique de fils  
orthodontiques en nickel-titane et en T.M.A. après implantation ionique  
à l'azote.

par

Hicham El-Khatib

Faculté de médecine dentaire

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de  
Maître ès sciences (M.Sc.)  
en médecine dentaire, option orthodontie  
Janvier, 2001

© Hicham El-Khatib, 2001



WLI

5

1158

2001

N. 002

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Évaluation in vitro du coefficient de friction statique de fils  
orthodontiques en nickel-titane et en T.M.A. après implantation ionique  
à l'azote.

présenté par :

Hicham El-Khatib

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dr l'Hocine Yahia

Dr Viken Masseredjian

Dr Claude Remise

Dr Bachir Saoudi

Mémoire accepté le : 30/03/01.....

## SOMMAIRE

Depuis quelques années on cherche le moyen de réduire la friction des fils orthodontiques à base de titane. Ces fils, devenus presque indispensables depuis leur mise sur le marché, présentent néanmoins des coefficients de friction assez élevés. Un coefficient de friction élevé est synonyme de ralentissement du mouvement dentaire et d'un gaspillage de forces. Pour y remédier, les fabricants de produits orthodontiques ont pris l'initiative de traiter la surface des fils par implantation ionique d'azote. Ce traitement de surface a démontré une réduction notable de la friction dans les études *in vitro* (Kusy et Whitley, 1992; Burstone et Farzin-Nia, 1995; Ryan et al., 1995). Par contre, les études *in vivo* sont beaucoup moins concluantes (Cobb III et al., 1998; Kula et al., 1998).

Le présent projet a pour premier objectif d'évaluer le coefficient de friction statique de fils orthodontiques en nickel-titane et en bêta-titane ayant subi une implantation ionique d'azote, et de les comparer avec leurs contrôles non-implantés. Les cinq groupes de fils étaient les suivants : l'acier inoxydable de la compagnie GAC, le BioForce Sentalloy (nickel-titane) de la compagnie GAC, le BioForce Sentalloy avec IONGUARD (nickel-titane implanté) de la compagnie GAC, le TMA (bêta-titane) de la compagnie ORMCO et le TMA Low Friction avec IONGUARD (bêta-titane implanté) de la compagnie ORMCO. Les fils provenant de la compagnie GAC mesuraient 0,018''x0,025'', tandis que ceux de la compagnie ORMCO mesuraient 0,019''x0,025''.

L'appareillage à deux cylindres utilisé pour évaluer la friction est celui préconisé par Burstone et Farzin-Nia, en 1995. Cet appareillage mesure la friction entre le matériau des cylindres (le même utilisé dans la fabrication des boîtiers) et celui des fils orthodontiques. Les tests ont été réalisés dans un milieu sec, à température et conditions atmosphériques ambiantes. Chaque échantillon avait une longueur de 3,0 cm. Un nombre de dix (10) échantillons, pour chacun des cinq (5) groupes de fils, a servi aux tests de friction pour chacune des trois (3) forces normales utilisées (200,00, 300,00 et 500,00 grammes). Les tests ont été effectués sur les surfaces 0,025'' des fils. La vitesse du déplacement du fil était de 10 mm/min.

Le deuxième objectif de ce projet visait la caractérisation, par microscopie à force atomique, de la rugosité de surface des fils orthodontiques en nickel-titane et en bêta-titane implantés. Les paramètres d'évaluation quantitative de la rugosité de surface utilisés furent les suivants : la rugosité moyenne (Ra), la rugosité pondérée (RMS), la hauteur moyenne (Zmoy) et la plage de hauteur (Zmax). Les échantillons, à l'intérieur de chaque groupe, provenaient du même lot. Pour chaque groupe, on a utilisé des fils du même lot que celui employé lors des tests de friction. Chaque échantillon avait une longueur de 5,0 mm. Un nombre de dix échantillons, pour chacun des cinq (5) groupes de fils, a servi à l'analyse par AFM. Pour chaque groupe de fils, deux régions choisies au hasard ont été observées par AFM pour les dix échantillons.

Pour une force normale de 200,00g, les fils implantés, le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le TMA Low Friction avec IONGUARD, ont démontré respectivement des réductions de leur coefficient de friction statique de 31,1% et 9,2% par rapport à leurs contrôles non-implantés. Aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre l'acier inoxydable et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD ( $p < 0,001$ ) ni entre le TMA et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p = 121$ ). Avec une force normale de 300,00g, aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre le BioForce Sentalloy et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD ( $p = 0,185$ ) malgré une réduction de friction de 11,8%. Par contre, une différence statistiquement significative a été observée entre TMA Low Friction avec IONGUARD et le TMA ( $p = 0,013$ ) avec une réduction de 12,8% du coefficient de friction statique. Avec une force normale de 500,00g, une différence statistiquement significative a été observée entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le BioForce Sentalloy ( $p = 0,001$ ), avec une réduction de 17,4% du coefficient de friction statique. Il en est de même pour le TMA Low Friction avec IONGUARD et le TMA ( $p < 0,001$ ) avec une réduction de 17,0% du coefficient de friction statique.

On a noté une différence statistiquement significative entre le TMA et le TMA Low Friction avec IONGUARD, et ce pour les quatre paramètres d'évaluation de la rugosité de surface utilisés. On remarque une augmentation, après implantation, de la rugosité de surface. Par contre, aucune différence statistiquement significative n'a été détectée entre le

BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le BioForce Sentalloy, et ce pour les quatre paramètres utilisés.

Une très faible corrélation a été détectée entre la friction et la rugosité de surface lorsque les cinq groupes sont pris en considération. Cependant, une bonne corrélation existe entre le coefficient de friction statique et la rugosité de surface des fils, lorsque le TMA n'est pas pris en compte. Par contre, on peut affirmer, en observant les images obtenues par AFM, que la réduction de la friction des fils implantés est due, principalement, à la diminution importante de rugosités fines. La forme très pointue de ces pics favorise leur pénétration dans les aspérités de surface du matériau du boîtier, retardant ainsi le glissement de l'un par rapport à l'autre. De plus, l'apparition, après implantation des fils, de protubérances de grande taille avec un ratio « hauteur/diamètre » bas peut diminuer la friction. En effet, il est moins probable que ces protubérances puissent pénétrer dans les aspérités de surface du matériau du boîtier, spécialement si ce dernier est en acier inoxydable.

# TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE.....	III
TABLE DES MATIÈRES.....	VII
LISTE DES TABLEAUX.....	X
LISTE DES FIGURES.....	XI
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS.....	XV
REMERCIEMENTS.....	XVII
<b>1. INTRODUCTION .....</b>	<b>2</b>
<b>2. REVUE DE LA LITTÉRATURE .....</b>	<b>8</b>
2.1 LE PRINCIPE DU MOUVEMENT DENTAIRE PHYSIOLOGIQUE.....	8
2.1.1 <i>Les étapes du mouvement dentaire orthodontique</i> .....	10
2.1.2 <i>Mouvements physiologiques avec les fils disponibles</i> .....	11
2.2 LES ALLIAGES ORTHODONTIQUES CONTEMPORAINS .....	13
2.2.1 <i>L'acier inoxydable</i> .....	13
2.2.2 <i>Le chrome-cobalt</i> .....	15
2.2.3 <i>Les alliages de nickel-titane</i> .....	15
2.2.3.1 Le Nitinol .....	18
2.2.3.2 Le Chinese Ni-Ti .....	19
2.2.3.3 Le Japanese Ni-Ti.....	20
2.2.3.4 Le Copper Ni-Ti .....	20
2.2.4 <i>Le bêta-titane</i> .....	22
2.2.5 <i>La fibre de verre recouverte</i> .....	23
2.3 LA FRICTION .....	24
2.3.1 <i>La friction des fils orthodontiques</i> .....	26
2.3.1.1 Les effets du type, de la dimension, de l'angulation et de la rugosité de surface.....	26
2.3.1.2 Le microscope à force atomique (ou AFM).....	37
2.3.1.2.1 Principe de fonctionnement de l'AFM .....	38
2.3.1.3 L'implantation ionique .....	42

2.3.1.3.1	Avantages de l'implantation ionique .....	43
2.3.1.3.2	Limitations de l'implantation ionique.....	43
2.3.1.3.3	Procédé d'implantation.....	44
2.3.1.3.4	Implantation ionique d'azote dans les fils orthodontiques.....	45
2.3.1.3.5	Études in vitro .....	46
2.3.1.3.6	Études in vivo.....	48
<b>3.</b>	<b>TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE.....</b>	<b>53</b>
3.1	MATÉRIEL ET MÉTHODES.....	53
3.1.1	<i>Échantillons de fils orthodontiques</i> .....	53
3.1.2	<i>Les tests de friction</i> .....	55
3.1.2.1	Préparation des échantillons .....	55
3.1.2.2	Le Montage .....	56
3.1.2.3	Le système d'essai.....	60
3.1.2.4	Exécution des tests .....	62
3.1.2.5	Le coefficient de friction statique .....	63
3.1.3	<i>La microscopie à force atomique (AFM)</i> .....	65
3.1.3.1	Préparation des échantillons .....	65
3.1.3.2	Conditions d'imagerie .....	67
<b>4.</b>	<b>RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX.....</b>	<b>72</b>
4.1	TRAITEMENT DES RÉSULTATS .....	72
4.1.1	<i>Les tests de friction</i> .....	72
4.1.2	<i>Analyses par microscopie à force atomique (AFM)</i> .....	73
4.2	PRÉSENTATION DES RÉSULTATS.....	74
4.2.1	<i>Les tests de friction</i> .....	74
4.2.2	<i>Analyses par microscopie à force atomique (AFM)</i> .....	82
<b>5.</b>	<b>DESCRIPTION DES RÉSULTATS .....</b>	<b>91</b>
5.1	LES MANIPULATIONS .....	91
5.1.1	<i>Les tests de friction</i> .....	91
5.1.2	<i>Les analyses par microscopie à force atomique (AFM)</i> .....	92
5.2	LA COLLECTION DES DONNÉES ET DES RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX.....	92
5.2.1	<i>Les tests de friction</i> .....	92
5.2.2	<i>Les analyses par microscopie à force atomique (AFM)</i> .....	94
5.3	L'ANALYSE DES RÉSULTATS .....	94

5.3.1	<i>Les tests de friction</i> .....	94
5.3.1.1	Coefficient de friction statique .....	97
5.3.1.1.1	Pour une force normale de 200,00 grammes (1,96 Newton).....	97
5.3.1.1.2	Pour une force normale de 300,00 grammes (2,94 Newton) .....	99
5.3.1.1.3	Pour une force normale de 500,00 grammes (4,91 Newton) .....	100
5.3.1.1.4	Le coefficient de friction statique moyen .....	101
5.3.1.1.5	Effet de la force normale sur le coefficient de friction statique .....	102
5.3.2	<i>Les analyses par microscopie à force atomique (AFM)</i> .....	104
5.3.2.1	La rugosité moyenne (Ra) .....	106
5.3.2.2	La rugosité pondérée (RMS) .....	108
5.3.2.3	La hauteur moyenne (Zmoy) .....	110
5.3.2.4	La plage de hauteur (Zmax).....	112
5.3.3	<i>Corrélation entre la friction et la rugosité de surface</i> .....	114
5.3.3.1	Corrélation en présence du TMA .....	114
5.3.3.2	Corrélation en absence du TMA .....	117
<b>6.</b>	<b>DISCUSSION DES RÉSULTATS</b> .....	<b>120</b>
<b>7.</b>	<b>CONCLUSIONS</b> .....	<b>135</b>
<b>8.</b>	<b>BIBLIOGRAPHIE</b> .....	<b>139</b>
<b>9.</b>	<b>ANNEXES</b> .....	<b>155</b>
9.1	ANNEXE I : LES TROIS ORDRES DES MOUVEMENTS ORTHODONTIQUES .....	156
9.2	ANNEXE II : FRICTION DUE À LA RÉTRACTION D'UNE CANINE .....	159
9.3	ANNEXE III : LIGATURES MÉTALLIQUES.....	160

## LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU I : FORCES OPTIMALES POUR CHAQUE TYPE DE MOUVEMENT DENTAIRE ORTHODONTIQUE (PROFFIT, 1999).....	9
TABLEAU II : COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE POUR LES CINQ TYPES DE FILS.....	74
TABLEAU III : COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE POUR UNE FORCE NORMALE DE 200.00G.....	75
TABLEAU IV : COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE POUR UNE FORCE DE 300.00G.....	75
TABLEAU V : COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE POUR UNE FORCE NORMALE DE 500.00G.....	76
TABLEAU VI : COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE MOYEN.....	76
TABLEAU VII : PARAMÈTRES DE CARACTÉRISATION DE LA RUGOSITÉ DE SURFACE (EN NM) POUR LES CINQ TYPES DE FILS.....	82
TABLEAU VIII : LA RUGOSITÉ MOYENNE « RA » (EN NM) POUR LES CINQ TYPES DE FILS.....	83
TABLEAU IX : LA RUGOSITÉ MOYENNE « RMS » (EN NM) POUR LES CINQ TYPES DE FILS.....	83
TABLEAU X : LA HAUTEUR MOYENNE « ZMOY » (EN NM) POUR LES CINQ TYPES DE FILS.....	84
TABLEAU XI : LA PLAGE DE HAUTEUR « ZMAX » (EN NM) POUR LES CINQ TYPES DE FILS.....	84

## LISTE DES FIGURES

FIGURE 2.1: PHÉNOMÈNE DE FRICTION STATIQUE ET CINÉTIQUE (SERWAY, 1992) .....	25
FIGURE 2.2: PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT D'UN MICROSCOPE À FORCE ATOMIQUE.....	41
FIGURE 2.3 : PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT D'UN APPAREIL D'IMPLANTATION IONIQUE (CHABROL, 1996).....	50
FIGURE 2.4 : SCHÉMA SIMPLIFIÉ D'UNE SOURCE D'IONS (CHABROL, 1996).....	51
FIGURE 2.5 : INTERACTIONS ENTRE LES IONS INCIDENTS ET LA MATIÈRE LORS D'UNE IMPLANTATION, ET DISTRIBUTION DES CONCENTRATIONS IONIQUES ASSOCIÉES (CHABROL, 1996).....	51
FIGURE 3.1 : ARC CONTINU PRÉFORMÉ MONTRANT LES RÉGIONS UTILISÉES POUR LA SECTION DES SEGMENTS DE 30,0 MM (PHOTO PRISE AVEC L'ACCORD DU DR. PAPANASTASOULIS). .....	56
FIGURE 3.2 : SCHÉMA SIMPLIFIÉ DU MONTAGE .....	58
FIGURE 3.3 : VUE LATÉRALE DU MONTAGE. ....	59
FIGURE 3.4 : VUE PLONGEANTE DU MONTAGE. ....	59
FIGURE 3.5 : VUE FRONTALE DU MONTAGE.....	60
FIGURE 3.6 : APPAREIL MTS-858 BIONIX ET L'ORDINATEUR IBM 386 ET SA CONSOLE D'ENREGISTREMENT.....	61
FIGURE 3.7 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT TYPE.....	64
FIGURE 3.8 : PORTE-ÉCHANTILLON DU MICROSCOPE À FORCE ATOMIQUE.....	66
FIGURE 3.9 : MICROSCOPE À FORCE ATOMIQUE TOPOMETRIX TMX 2010.....	68
FIGURE 4.1 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT TYPE DE L'ACIER INOXYDABLE POUR UNE FORCE NORMALE DE 200,00 G (1,96 N).....	77
FIGURE 4.2 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT TYPE DE L'ACIER INOXYDABLE POUR UNE FORCE NORMALE DE 300,00 G (2,94 N).....	77
FIGURE 4.3 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT TYPE DE L'ACIER INOXYDABLE POUR UNE FORCE NORMALE DE 500,00 G (4,91 N).....	77
FIGURE 4.4 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT TYPE DU BIOFORCE SENTALLOY POUR UNE FORCE NORMALE DE 200,00 G (1,96 N).....	78
FIGURE 4.5 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT TYPE DU BIOFORCE SENTALLOY POUR UNE FORCE NORMALE DE 300,00 G (2,94 N).....	78

FIGURE 4.6 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT TYPE DU BIOFORCE SENTALLOY POUR UNE FORCE NORMALE DE 500,00 G (4,91 N).....	78
FIGURE 4.7 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT TYPE DU BIOFORCE SENTALLOY AVEC IONGUARD POUR UNE FORCE NORMALE DE 200,00 G (1,96 N).....	79
FIGURE 4.8 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT TYPE DU BIOFORCE SENTALLOY AVEC IONGUARD POUR UNE FORCE NORMALE DE 300,00 G (2,94 N).....	79
FIGURE 4.9 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT TYPE DU BIOFORCE SENTALLOY AVEC IONGUARD POUR UNE FORCE NORMALE DE 500,00 G (4,91 N).....	79
FIGURE 4.10 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT TYPE DU TMA POUR UNE FORCE NORMALE DE 200,00 G (1,96 N).....	80
FIGURE 4.11 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT TYPE DU TMA POUR UNE FORCE NORMALE DE 300,00 G (2,94 N).....	80
FIGURE 4.12 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT TYPE DU TMA POUR UNE FORCE NORMALE DE 500,00 G (4,91 N).....	80
FIGURE 4.13 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT TYPE DU TMA LOW FRICTION AVEC IONGUARD POUR UNE FORCE NORMALE DE 200,00 G (1,96 N).....	81
FIGURE 4.14 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT DU TMA LOW FRICTION AVEC IONGUARD POUR UNE FORCE NORMALE DE 300,00 G (2,94 N).....	81
FIGURE 4.15 : COURBE FORCE-DÉPLACEMENT DU TMA LOW FRICTION AVEC IONGUARD POUR UNE FORCE NORMALE DE 500,00 G (4,91 N).....	81
FIGURE 4.16 : IMAGE TYPE EN VUE TRIDIMENSIONNELLE PAR AFM DE L'ACIER INOXYDABLE.....	85
FIGURE 4.17 : IMAGE EN VUE PLANAIRE (BIDIMENSIONNELLE) CORRESPONDANT À LA FIGURE 4.16.....	85
FIGURE 4.18 : IMAGE TYPE EN VUE TRIDIMENSIONNELLE PAR AFM DU BIOFORCE SENTALLOY.....	86
FIGURE 4.19 : IMAGE EN VUE PLANAIRE (BIDIMENSIONNELLE) CORRESPONDANT À LA FIGURE 4.18.....	86
FIGURE 4.20 : IMAGE TYPE EN VUE TRIDIMENSIONNELLE PAR AFM DU BIOFORCE SENTALLOY AVEC IONGUARD.....	87
FIGURE 4.21 : IMAGE EN VUE PLANAIRE (BIDIMENSIONNELLE) CORRESPONDANT À LA FIGURE 4.20.....	87
FIGURE 4.22 : IMAGE TYPE EN VUE TRIDIMENSIONNELLE PAR AFM DU TMA.....	88
FIGURE 4.23 : IMAGE EN VUE PLANAIRE (BIDIMENSIONNELLE) CORRESPONDANT À LA FIGURE 4.22.....	88

FIGURE 4.24 : IMAGE TYPE EN VUE TRIDIMENSIONNELLE PAR AFM DU TMA LOW FRICTION AVEC IONGUARD. ....	89
FIGURE 4.25 : IMAGE EN VUE PLANAIRE (BIDIMENSIONNELLE) CORRESPONDANT À LA FIGURE 4.24. ....	89
FIGURE 5.1 : HISTOGRAMME DU COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE. REPRÉSENTATION DES MOYENNES DE CHAQUE GROUPE POUR CHACUNE DES TROIS FORCES NORMALES AINSI QUE DU COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE MOYEN. ....	96
FIGURE 5.2 : HISTOGRAMME DU COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE POUR UNE FORCE NORMALE DE 200,00 GRAMMES (1,96 NEWTON). RÉSULTATS POUR CHACUN DES CINQ GROUPE DE FILS TESTÉS. ....	98
FIGURE 5.3 : HISTOGRAMME DU COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE POUR UNE FORCE NORMALE DE 300,00 GRAMMES (2,94 NEWTON). RÉSULTATS POUR CHACUN DES CINQ GROUPE DE FILS TESTÉS. ....	99
FIGURE 5.4 : HISTOGRAMME DU COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE POUR UNE FORCE NORMALE DE 500,00 GRAMMES (4,91 NEWTON). RÉSULTATS POUR CHACUN DES CINQ GROUPE DE FILS TESTÉS. ....	100
FIGURE 5.5 : HISTOGRAMME DU COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE MOYEN. RÉSULTATS POUR CHACUN DES CINQ GROUPE DE FILS TESTÉS. ....	101
FIGURE 5.6 : HISTOGRAMME MONTRANT L'EFFET DE LA FORCE NORMALE SUR LE COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE. RÉSULTATS POUR CHACUN DES CINQ GROUPE DE FILS TESTÉS. ....	103
FIGURE 5.7 : HISTOGRAMME DE LA RUGOSITÉ MOYENNE (RA) MESURÉE PAR MICROSCOPIE À FORCE ATOMIQUE. REPRÉSENTATION DES MOYENNES DES CINQ GROUPE DE FILS CARACTÉRISÉS. ....	107
FIGURE 5.8 : HISTOGRAMME DE LA RUGOSITÉ PONDÉRÉE (RMS) MESURÉE PAR MICROSCOPIE À FORCE ATOMIQUE. REPRÉSENTATION DES MOYENNES DES CINQ GROUPE DE FILS CARACTÉRISÉS. ....	109
FIGURE 5.9 : HISTOGRAMME DE LA HAUTEUR MOYENNE (ZMOY) MESURÉE PAR MICROSCOPIE À FORCE ATOMIQUE. REPRÉSENTATION DES MOYENNES DES CINQ GROUPE DE FILS CARACTÉRISÉS. ....	111
FIGURE 5.10 : HISTOGRAMME DE LA PLAGE DE HAUTEUR (ZMAX) MESURÉE PAR MICROSCOPIE À FORCE ATOMIQUE. REPRÉSENTATION DES MOYENNES DES CINQ GROUPE DE FILS CARACTÉRISÉS. ....	113

FIGURE 5.11 : HISTOGRAMME MONTRANT LA RELATION ENTRE LA RUGOSITÉ MOYENNE ET LE COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE MOYEN. RÉSULTATS POUR LES CINQ GROUPES DE FILS TESTÉS. ....	115
FIGURE 5.12 : HISTOGRAMME MONTRANT LA RELATION ENTRE LA RUGOSITÉ PONDÉRÉE ET LE COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE MOYEN. RÉSULTATS POUR LES CINQ GROUPES DE FILS TESTÉS. ....	115
FIGURE 5.13 : HISTOGRAMME MONTRANT LA RELATION ENTRE LA HAUTEUR MOYENNE ET LE COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE MOYEN. RÉSULTATS POUR LES CINQ GROUPES DE FILS TESTÉS. ....	116
FIGURE 5.14 : HISTOGRAMME MONTRANT LA RELATION ENTRE LA PLAGE DE HAUTEUR ET LE COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE MOYEN. RÉSULTATS POUR LES CINQ GROUPES DE FILS TESTÉS. ....	116

## LISTE DES SIGLES ET DES ABRÉVIATIONS

Å	Angström
Af	Température de transformation finale austénitique
As	Température de transformation initiale austénitique
AFM	Microscopie à Force Atomique (Atomic Force Microscopy)
BFS	BioForce Sentalloy (Japanese Ni-Ti)
BFSi	Version implantée d'azote du BioForce Sentalloy
°	Degré (mesure angulaire)
°C	Degré Celcius
cm	Centimètre
°F	Degré Fahrenheit
g	Gramme
MEB	Microscopie Électronique à Balayage
mm	Millimètre
mm/min	Millimètre par minute
mm/s	Millimètre par seconde
µm	Micromètre
µm/s	Micromètre par seconde
µs	Coefficient de friction statique
µc	Coefficient de friction cinétique
N	Newton
nN	Nanonewton
Ni-Ti	Alliage de nickel-titane
nm	Nanomètre
po/min	Pouce par minute

Ra	Rugosité moyenne (Average roughness)
RMS	Rugosité pondérée (root-mean-square-roughness)
SS	Acier inoxydable (Stainless Steel)
TiN	Complexe de nitrure de titane
TMA	Alliage de Bêta-titane (Titanium-Molybdenum Alloy)
TMAi	Version implantée d'azote du TMA
TTR	Écart de température de transition (Temp. Trans. Range)
Zmax	Plage de hauteur
Zmoy	Hauteur moyenne
''	Mesure en pouce (lorsque suit une série de chiffres)

## REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier le Dr l'Hocine Yahia, directeur du Groupe de Recherche en Biomécanique et Biomatériaux, pour avoir accepté de diriger ce projet de recherche. Son encadrement scientifique exceptionnel m'a permis d'accroître mes connaissances au sein de son équipe de recherche. Je suis profondément reconnaissant pour la confiance qu'il m'a accordé tout au long de ce travail. Sans son appui de tous les instants, il m'aurait été impossible de mener à terme ce travail de maîtrise.

Je souhaite témoigner ma profonde reconnaissance et mes remerciements les plus chaleureux au Dr Viken Masseredjian. Il fut pour moi, à titre de codirecteur, un exemple de courage et de persévérance. Ce perfectionniste expérimenté et passionné m'a poussé à ne pas accepter les demi-mesures. Ses connaissances cliniques et ses conseils m'ont aidé à forger ma propre expérience. Le Dr Masseredjian fut une source d'inspiration pour moi.

Mes plus sincères remerciements au Dr Claude Remise, directeur de la Section d'Orthodontie de la Faculté de Médecine Dentaire de l'Université de Montréal, d'avoir accepté de participer au jury de ce mémoire à titre de président-rapporteur. Je le remercie pour son aide précieuse et sa grande disponibilité.

Je voudrais également remercier le Dr Bachir Saoudi du Groupe de Physique des Plasmas, pour sa présence au sein de ce jury. Le Dr Saoudi m'a appris à exprimer mes idées d'une façon directe et précise.

Je voudrais rendre hommage à M. Francis Boudreault pour sa précieuse collaboration à l'élaboration de ce projet. M. Boudreault a participé à la conception du montage et du protocole expérimental.

J'aimerais remercier Madame Suzie Poulin et Madame Marie-France Pépin du Laboratoire d'Analyse des Surfaces du Groupe de Recherche sur la Science et les Technologies des Couches Minces du Département de Génie Physique de l'École Polytechnique de Montréal et du Département de Physique de l'Université de Montréal.

Je remercie M. Pierre Rompré pour son soutien lors de l'interprétation des analyses statistiques des résultats obtenus.

Je désire souligner l'aide du Dr Amal Méziane pour la correction grammaticale de ce mémoire.

Je veux remercier les compagnies ORMCO et GAC pour avoir fourni la totalité des échantillons.

Je désire témoigner de la générosité du Fonds Paul Geoffrion pour le support financier de ce projet.

CHAPITRE 1  
**INTRODUCTION**

## 1. INTRODUCTION

L'orthodontie a évolué très lentement jusqu'à la fin du dix-neuvième siècle. Elle a connu un essor fulgurant vers le début du vingtième siècle. Ce progrès est dû aux contributions inestimables du Dr Edward Hartley Angle qui est considéré comme le père de l'orthodontie moderne. Le Dr Angle fut l'un des premiers à utiliser un appareil orthodontique qui comporte : *(1)* des attaches sur les dents, et *(2)* un fil d'alignement. Les travaux d'Angle ont abouti en 1928, deux ans avant sa mort, à la mise au point d'une nouvelle technique baptisée « Edgewise » (Graber et Vanarsdall, 1994). Cette technique demeure, jusqu'à nos jours, une de référence dans la pratique orthodontique. Elle fut la première à offrir aux orthodontistes un contrôle des mouvements dentaires dans les trois dimensions de l'espace. Ce contrôle est rendu possible grâce à une géométrie ingénieusement simple des boîtiers.

La thérapie orthodontique actuelle repose essentiellement sur l'utilisation d'une séquence de fils métalliques dans le but de corriger une malocclusion. La recherche d'un fil universel ne cesse de préoccuper les chercheurs. Ce fil qu'on pourra utiliser dans toutes les situations cliniques n'existe pas encore. Il est pratiquement impossible de choisir un des fils disponibles sur le marché pouvant délivrer une force optimale pour la durée totale d'un traitement orthodontique. De plus, nos connaissances sur la biologie des mouvements dentaires demeurent très élémentaires. On ne comprend pas complètement

comment l'application d'une force sur une dent peut provoquer une réponse moléculaire au niveau du ligament parodontal (Proffit, 1999).

Actuellement, on trouve sur le marché un arsenal considérable de fils compliquant ainsi les choix de la dimension et du matériau. On peut affirmer que notre choix d'un fil n'est pas fondé sur des critères objectifs, mais plutôt sur l'empirisme et l'expérience personnelle. Cependant, il est recommandé à l'orthodontiste de bien connaître les propriétés mécaniques des fils qu'il utilise. En effet, le système de forces produisant un mouvement dentaire dépend de la conception de l'appareillage et des propriétés mécaniques des fils (Bernard, 1999).

L'acier inoxydable (SS) demeure le matériau de référence malgré ses nombreux inconvénients. Ces fils inoxydables et rigides nécessitent l'incorporation de plusieurs boucles et plis (diminuent la rigidité). Ces derniers sont nécessaires pour obtenir des forces calibrées pour le milieu physiologique et efficaces, mais ils exigent une bonne dextérité et augmentent le temps opératoire. Cet alliage, introduit en orthodontie sous sa forme austénitique en 1929, est encore disponible sur le marché (Wilkinson, 1962). L'acier inoxydable est venu remplacer les fils composés d'un alliage d'or et de nickel. Ces fils étaient pratiquement les seuls utilisés jusqu'aux environs des années 1930.

Dans les années 1950, le milieu orthodontique a vu apparaître une nouvelle génération de fils dont l'alliage est de chrome-cobalt (Cr-Co, le chrome et le cobalt sont les métaux principaux). Cet alliage fut

commercialisé sous le nom d'Elgiloy. Ces fils sont reconnus pour leur bonne malléabilité qui change en fonction du traitement thermique. Les fils de cet alliage étaient, et sont encore, onéreux. De plus, ils perdent de leur charisme à cause de la popularité grandissante de la technique de l'arc droit.

Vers la fin des années 1970, le monde de l'orthodontie a vu naître de nouveaux fils dont l'alliage est de nickel-titane (Ni-Ti). Ces fils en nickel-titane sont très populaires à cause de leurs propriétés suivantes : **(1)** la mémoire de forme, et **(2)** la superélasticité. Ces deux propriétés permettent à un fil en nickel-titane d'être déformé d'une façon importante sans subir une déformation permanente, et d'engendrer des forces physiologiques constantes sur une grande plage de déformation pour un long laps de temps (Bernard, 1999). De ce fait, on peut engager le fil dans la majorité des boîtiers, même si le chevauchement dentaire est considérable. Cependant, ces fils en nickel-titane peuvent se fracturer après quelques semaines en milieu buccal. Ils peuvent aussi se corroder et libérer des ions de Nickel,  $Ni^{2+}$  (Papanastasoulis, 2000). Ce métal, dont la biocompatibilité est douteuse, peut provoquer des réactions toxiques s'il se dissout dans les tissus vivants. De plus, les fils en nickel-titane possèdent un coefficient de friction relativement élevé ralentissant le déplacement dentaire.

Au début des années 1980, Burstone et Goldberg présentèrent le bêta-titane. Cet alliage fut commercialisé par la compagnie ORMCO sous le nom de TMA (Titanium-Molybdenum Alloy). Tout récemment, d'autres

compagnies ont mis sur le marché leur version du bêta-titane; ceci est dû à la perte des droits reliés au brevet d'invention. Il s'agit d'un fil intermédiaire, sans propriétés superélastiques, entre l'acier inoxydable et le nickel-titane (Nakano et al., 1999). Cliniquement, le fil en TMA est utile pour initier un mouvement dentaire lorsque le Ni-Ti n'est pas assez activé dans les boîtiers. Dans cette même situation clinique, un fil en acier inoxydable ne pourra pas rentrer dans ces mêmes boîtiers à cause de sa rigidité (Bernard, 1999). Les fils en TMA peuvent être pliés facilement pour former des boucles. De plus, cet alliage permet les soudures électriques autogènes. Toutefois, un pli sur un angle aigu fragilise ces fils. Un des avantages du TMA est l'absence de nickel dans sa composition. Pour cette raison, on le considère comme un fil de choix chez les patients allergiques à ce métal.

L'implantation ionique fut découverte par Ohl en 1952. Ce procédé révolutionnaire a subi plusieurs améliorations depuis son apparition. En 1987, Sioshansi a rapporté que l'implantation ionique d'azote des alliages de titane peut améliorer leurs propriétés de surface. En fait, la surface implantée est plus dure et résiste mieux à l'usure et à la corrosion. De plus, la friction est réduite.

Le coefficient de friction élevé des fils en nickel-titane et en bêta-titane est une des limitations importantes à leur utilisation dans toutes les étapes d'un traitement orthodontique. Cette problématique a poussé les manufacturiers de produits orthodontiques à chercher des solutions pour

réduire la friction de ces fils. L'implantation ionique à l'azote de la surface de ces types de fils fut une des solutions proposées.

Dans le cadre du présent travail, nous avons choisi d'évaluer le coefficient de friction statique des fils orthodontiques en nickel-titane et en bêta-titane, avec et sans implantation, en utilisant comme référence les fils en acier inoxydable. En outre, nous avons analysé nos fils par Microscopie à Force Atomique (AFM), et ceci dans le but d'évaluer l'effet de l'implantation ionique à l'azote sur la rugosité de surface de ces deux alliages. De plus, nous avons essayé de comprendre la relation qui existe entre la rugosité de surface et la friction. Finalement, nous avons essayé, au Département de Physique Nucléaire de l'Université de Montréal, d'implanter de l'azote sur la surface de fils en nickel-titane, et ceci dans le but de comparer leurs propriétés de surface aux fils implantés à l'azote disponibles sur le marché.

CHAPITRE 2  
**REVUE DE LA LITTÉRATURE**

## **2. REVUE DE LA LITTÉRATURE**

Le but primordial de l'utilisation des fils orthodontiques est de déplacer les dents pour les aligner et corriger une malocclusion. Ceci doit se faire dans le respect des limites anatomiques et physiologiques des deux arcades dentaires. Le mouvement dentaire implique un glissement du fil dans les boîtiers (outils d'attachement des fils fixés sur les dents). Ce glissement génère des forces de friction qui doivent être dépassées pour initier le mouvement dentaire.

Le choix judicieux de l'appareillage et du système de forces est d'une importance capitale. Il nous permet d'obtenir des mouvements dentaires physiologiques en utilisant des forces légères et constantes.

### **2.1 Le principe du mouvement dentaire physiologique**

L'application de forces légères et continues, sur une longue période de temps, nous permet d'obtenir des mouvements dentaires physiologiques (Reitan, 1957; Burstone, Baldwin et Lawless, 1961; Hixon et al, 1969; West, Jones et Newcombe, 1995). Par conséquent, en 1999, Proffit recommanda l'emploi d'une force appropriée ou optimale pour chaque type de mouvement orthodontique (Ref. Tableau I).

Forces optimales pour chaque type de mouvement dentaire orthodontique	
Type de mouvement	Force en grammes
La bascule	35 à 60
La translation	70 à 120
Le redressement de racine	50 à 100
La rotation	35 à 60
L'extrusion	35 à 60
L'intrusion	10 à 20

Tableau I : Forces optimales pour chaque type de mouvement dentaire orthodontique (Proffit, 1999).

N.B. Les valeurs inférieures sont pour les incisives. Pour les dents pluri-radiculées, on utilise les valeurs supérieures.

Storey et Smith (1952) et Reitan (1957) suggérèrent des interruptions occasionnelles des forces appliquées. Ces interruptions ralentissent le mouvement orthodontique mais le rendent plus régulier. Selon ces mêmes auteurs, c'est le meilleur rythme pour déplacer les dents.

En somme, des forces physiologiques ne créeront pas de dommages irréversibles au niveau des racines et des tissus de soutien (Reitan, 1957). Gil et al. (1998) affirmèrent que des forces excessives de longue durée peuvent produire une résorption radiculaire pathologique. Par contre, il faut rappeler que la résorption radiculaire est un phénomène imprévisible et qu'il n'existe pas de consensus sur son étiologie

(Gianelli et Goldman, 1971; Rygh, 1977; Graber et Vanarsdall, 1994; Proffit, 1999).

### *2.1.1 Les étapes du mouvement dentaire orthodontique*

Graber et Vanarsdall (1994) ont divisé la réponse orthodontique en trois étapes de mouvement dentaire : **(1)** le déplacement initial, **(2)** la phase de latence et **(3)** le mouvement progressif. Ces trois étapes s'appliquent aussi bien pour des forces légères que pour des forces excessives.

Le déplacement initial débute quelques secondes après l'application de la force (Burstone, Pryputniewicz et Bowley, 1978). Ce déplacement peut atteindre de 0,4 à 0,9 mm et s'arrête, environ après une semaine (Berkovitz, Moxham et Newman, 1982). La moitié de ce déplacement est due à la compression du ligament parodontal, l'autre moitié résulte de la distorsion des tissus minéralisés (Roberts, Goodwin et Heiner, 1981). L'étendue du déplacement initial dépend de l'épaisseur du ligament parodontal, de la longueur radiculaire, de la position de la dent, de l'intensité de la force, des rapports d'occlusion et de la santé parodontale (Graber et Vanarsdall, 1994).

La période de latence est caractérisée par un arrêt du mouvement dentaire. Cette suspension est due à la formation de plusieurs zones d'hyalinisation dans le ligament parodontal. Ces zones d'hyalinisation sont présentes vis-à-vis des régions de pression de ce ligament. La durée de cette phase est très variable. Habituellement, elle est de 2 à 3

semaines, mais elle peut atteindre 10 semaines. Selon Graber et Vanarsdall (1994), la durée de cette phase dépend de l'âge du patient, de la densité de l'os alvéolaire et de l'étendue des zones nécrotiques.

Finalement, la phase du mouvement dentaire progressif débute lorsque les zones d'hyalinisation sont éliminées par résorption osseuse indirecte sous-minée (Berkovitz, Moxham et Newman, 1982). La résorption frontale au niveau du ligament parodontal et l'élimination des zones d'hyalinisation de l'os cortical maintiennent et prolongent cette phase. Ceci est vrai pour de grands mouvements dentaires. Pour de petits déplacements (inférieurs à 1mm sur 1 à 2 mois), la résorption frontale est le mécanisme principal du mouvement dentaire (Graber et Vanarsdall, 1994).

Par contre, Proffit (1999) affirme que des forces légères ne produiront pas de douleur, ni de zones d'hyalinisation ou de résorption osseuse indirecte sous-minée. Ces mêmes forces, compatibles avec la survie cellulaire, produiront une résorption frontale. Ce même auteur précise que des forces excessives sont responsables des zones d'hyalinisation. Ces dernières vont accélérer le mouvement dentaire jusqu'à leur élimination par résorption sous-minée.

### ***2.1.2 Mouvements physiologiques avec les fils disponibles***

Il n'y a pas si longtemps, les fils en acier inoxydable étaient les principaux utilisés en orthodontie. Ces fils se caractérisent par un taux

« charge/déflexion » élevé. Le taux « charge/déflexion » est la force délivrée par unité d'activation (Sachdeva, 1994). Donc, une petite activation peut produire une force excessive. Cette dernière n'est pas toujours physiologiquement acceptée par les tissus. L'orthodontiste, pour réduire le taux « charge/déflexion », doit modifier les fils en acier inoxydable en incorporant des boucles ou en réduisant leur dimension (Graber et Vanarsdall, 1994). De plus, les fils en acier inoxydable ont une faible résistance à la déformation permanente.

En conséquence, le monde de l'orthodontie était à la recherche de fils plus flexibles. L'apparition sur le marché de ce genre de fils (nickel-titane, bêta-titane) a révolutionné la pratique orthodontique. Cette diversité de fils incita le docteur Burstone (1981) à parler de « *Variable-Modulus Orthodontics* » ou orthodontie par variabilité du module d'élasticité des fils. Donc, en remplissant progressivement la lumière des boîtiers avec des fils *superélastiques* ayant chacun un module d'élasticité différent, on pourra contrôler le niveau des forces avec précision. De plus, on peut remplir plus rapidement la lumière des boîtiers avec ces fils *superélastiques*, et ce, en gardant les forces à un niveau physiologique. Donc, on a un contrôle tridimensionnel très tôt dans le traitement tout en jouissant d'une meilleure efficacité clinique.

## 2.2 Les alliages orthodontiques contemporains

On n'a pas encore trouvé un fil idéal qui peut être utilisé dans toutes les étapes du traitement. On utilise actuellement divers alliages de fils qui sont très efficaces dans une ou plusieurs étapes du traitement. Kusy (1997) affirma que c'est au clinicien de choisir l'alliage et les dimensions du fil qui va offrir le rendement optimal dans une étape particulière.

### 2.2.1 L'acier inoxydable

L'apparition de l'acier inoxydable durant la première guerre mondiale et le raffinement des techniques de fabrication des fils ont diminué significativement l'utilisation des fils en or. Depuis les années 1950, la plus grande partie du matériel orthodontique (fils, boîtiers et instruments) est fabriquée en acier inoxydable du type AISI 300 (Kusy, 1997). Ce type d'acier inoxydable contient de 17 à 25 % de chrome, 8 à 25 % de nickel et le restant de fer. Lorsque cet alliage contient, au moins, 10 à 13 % de chrome, sa surface devient passivée et «*inoxydable*». Ceci est dû à la formation d'une couche cohérente d'oxyde de chrome. Quand ce même alliage contient un minimum de 8 % de nickel, il se stabilise dans sa phase austénitique plus résistante à la corrosion. De plus, les manufacturiers doivent maintenir le taux de carbone en dessous de 0,2 % pour réduire la formation de carbures de chrome. Si ces dernières structures sont présentes en plus grandes

proportions, elles peuvent favoriser la corrosion de l'acier inoxydable (Kusy, 1997).

Les fils en acier inoxydable ont un module d'élasticité et une limite conventionnelle d'élasticité élevés (Drake et al, 1982; Kapila et Sachdeva, 1989; Kusy, 1997). Ces propriétés rendent les fils en acier inoxydable attrayants par leur rigidité, dans les phases intermédiaires de traitement; lors de la coordination des arcades et de la fermeture des espaces (Schaus et Nikolai, 1986; Kapila et Sachdeva, 1989; Kusy, 1997). De plus, deux pièces de cet alliage peuvent facilement être unies par soudure électrique; il est préférable d'ajouter un métal d'apport, pour consolider un poteau, par exemple (Wilkinson, 1962).

Williams (1964) recommanda un traitement thermique aux fils en acier inoxydable après leur pliage à froid (température ambiante). Ce traitement thermique (750°F pour 11 minutes) permet la réduction des contraintes internes et l'amélioration des propriétés élastiques des fils en acier inoxydable (Marcotte, 1973; Lane et Nikolai, 1980).

Finalement, on peut dire que les fils en acier inoxydable ont un coefficient de friction qui est peu élevé, et leur surface est considérée comme très lisse (Kapila et Sachdeva, 1989; Kusy, 1997). La friction et la rugosité de surface des fils orthodontiques seront décrites plus loin.

### ***2.2.2 Le chrome-cobalt***

Cet alliage fut développé dans les années 1950 par la «Elgin Watch Company», et mis sur le marché sous le nom d'Elgiloy. À l'origine, il était destiné à la fabrication des ressorts d'horlogerie (Chateau, 1993). Il contient 40% de cobalt, 20% de chrome, 16% de fer et 15% de nickel. La formabilité de cet alliage, avant le traitement thermique, était la cause principale de sa popularité. Ceci rendait simple la confection de ressorts en chrome-cobalt. En effet, le pliage des fils en chrome-cobalt était plus facile que celui des fils en acier inoxydable. Mais, ces deux alliages avaient presque la même rigidité après le traitement thermique du chrome-cobalt (Kelmer, 1956; Kusy, 1997). De plus, le traitement thermique améliore la mémoire élastique de cet alliage, en la rendant comparable à celle de l'acier inoxydable (Kapila et Sachdeva, 1989). Finalement, les fils en chrome-cobalt ont une meilleure résistance à la fatigue et à la distorsion que ceux en acier inoxydable (Ingram, Gipe et Smith, 1986; Kapila et Sachdeva, 1989).

### ***2.2.3 Les alliages de nickel-titane***

En 1971, les fils en nickel-titane furent introduits en orthodontie par Andreasen pour satisfaire les besoins grandissants des orthodontistes (Andreasen et Hilleman, 1971). Ces derniers souhaitaient avoir des fils pouvant être utilisés dans la phase initiale d'alignement préliminaire des boîtiers. Ils cherchaient un fil avec une excellente mémoire de forme et un taux «charge/déflexion» plus bas que celui des fils en acier

inoxydable (Burstone, Baldwin et Lawless, 1961; Craig, Slesnick et Peyton, 1965; Marcotte, 1973). En somme, on était à la recherche de fils pouvant subir de grandes activations sans se déformer d'une façon permanente, et sans produire de forces excessives.

Depuis leur apparition, les fils en nickel-titane ont subi plusieurs améliorations. Grâce à eux, des termes de la métallurgie se sont ajoutés au jargon orthodontique. Il est très important pour l'orthodontiste de bien connaître et comprendre ces termes afin de maîtriser les propriétés des fils en nickel-titane. On parle ici de transformation de phase, de superélasticité, de thermoélasticité et de mémoire de forme.

La transformation de phase est le passage d'une phase à une autre au sein d'un même alliage. Le changement s'effectue au niveau de la microstructure cristalline du matériau. Chaque phase d'un alliage a des caractéristiques physiques et chimiques particulières. Par exemple, la forme cristalline de la phase martensitique des alliages de nickel-titane est hexagonale compacte. Par contre, elle est cubique à face centrée pour la phase austénitique.

La superélasticité implique un passage de la phase austénitique à la martensitique qui se fait par application d'une force au fil (déflexion nécessaire pour rentrer le fil dans le boîtier). En se désactivant, le fil reprend sa forme initiale et génère une force que le boîtier transmet à la dent. Cette force générée est due à une transformation de phase, de martensitique à austénitique.

La thermoélasticité implique un passage de la phase martensitique à la phase austénitique par augmentation de la température de l'alliage. Cette transformation austénitique se produit lorsque l'alliage subit une augmentation de la température au-dessus de son écart de température de transition ou TTR. Cet écart de température selon lequel l'alliage prend sa forme austénitique va de  $A_s$  (austenitic start) à  $A_f$  (austenitic finish).

La mémoire de forme est la capacité d'un alliage à reprendre sa forme initiale et revenir à sa phase de départ (austénitique), après avoir subi une transformation de phase (d'austénitique à martensitique) par application d'une force. Le retour à la phase austénitique peut se faire, par exemple, lors de l'élévation de la température de l'alliage.

En somme, la qualité première des alliages en nickel-titane est de pouvoir subir une transformation de phase, de la martensitique à l'austénitique, à une température relativement basse (Kapila et Sachdeva, 1989; Khier, Brantley et Fournelle, 1991; Kusy, 1997). En effet, on a la possibilité de produire au sein des fils de cet alliage une transformation martensitique, dans laquelle le fil est flexible et ductile, par application d'une contrainte. De plus, cet alliage a la capacité intrinsèque de recouvrer sa forme originale par transformation austénitique, dans laquelle le fil est plus rigide. C'est à cause de ce phénomène de transformation de phase que les fils en nickel-titane sont considérés par Kusy (1997) comme superélastiques, thermoélastiques et à mémoire de forme.

### 2.2.3.1 Le Nitinol

Le Nitinol est le premier de la famille des alliages en nickel-titane. Il fut développé dans les années 1960 par Buehler, Gilfrick et Wiley au « Naval Ordnance Laboratory » (Kapila et Sachdeva, 1989; Kusy, 1997). L'introduction, en 1971, de cet alliage en orthodontie revient à Andreasen et Hilleman. Le Nitinol fut mis sur marché par la compagnie Unitek; ce composé intermétallique contient 52% de nickel, 45% de titane et 3% de cobalt (Burstone et Goldberg, 1980).

Les fils en Nitinol n'ont pas les propriétés superélastiques des fils en nickel-titane disponibles actuellement. Ce manque de superélasticité est dû au procédé de fabrication de l'époque qui comportait un traitement thermique et un façonnage des fils droits de Nitinol. Ce procédé était nécessaire pour produire des fils ayant une forme d'arcade. Par contre, il faisait subir un écrouissage et un durcissement aux fils, stabilisant ainsi le Nitinol en phase martensitique à l'état passif (Andreasen et Morrow, 1978; Kapila et Sachdeva, 1989; Kusy et Wilson, 1990; Kusy, 1997).

Le Nitinol présente une meilleure mémoire élastique (springback) et une plus faible rigidité que l'acier inoxydable et le chrome-cobalt (Andreasen et Morrow, 1978; Goldberg, Morton et Burstone, 1983; Burstone, Qin et Norton, 1985; Kusy et Stush, 1987). Cependant, le Nitinol était un fil vulnérable et présentait plusieurs défauts majeurs. En effet, les fils de cet alliage se fracturaient assez souvent, étaient difficiles à plier de façon permanente et ne pouvaient pas se souder d'une façon

autogène (Andreasen et Morrow, 1978; Lopez, Goldberg et Burstone, 1979; Kapila et Sachdeva, 1989; Kusy, 1997). De plus, le Nitinol a un coefficient de friction plus élevé que celui de l'acier inoxydable (Frank et Nikolai, 1980; Garner, Allai et Moore, 1986).

### **2.2.3.2 Le Chinese Ni-Ti**

Le Chinese Ni-Ti représente la deuxième génération de fils d'alliages de nickel-titane. Il fut développé, vers la fin des années 1970, par le Dr Tien Hua Cheng et son équipe de l'institut de recherche des métaux non-ferreux de Pékin, en Chine (Burstone, Qin et Morton, 1985).

En 1985, Burstone, Qin et Morton présentèrent au monde de l'orthodontie les propriétés de cet alliage qu'ils considèrent comme uniques. Contrairement au Nitinol, le procédé de fabrication du Chinese Ni-Ti ne lui fait pas perdre sa superélasticité car il n'implique pas d'écrouissage et de durcissement (Kapila et Sachdeva, 1989; Kusy, 1997). Cet alliage présente une phase initiale austénitique qui se transforme en martensitique lors de la déformation du fil. De plus, le TTR de ce fil est plus restreint que celui du Nitinol (Kusy, 1997). Le Chinese Ni-Ti présente une meilleure mémoire élastique, une désactivation produisant des forces constantes plus légères et une meilleure résistance à la fracture que le Nitinol (Burstone, Qin et Morton, 1985; Mohlin et al, 1991; Chen, Zhi et Arvystas, 1992). Selon Burstone, Qin et Morton, en 1985, le Chinese Ni-Ti a une mémoire élastique qui vaut 1,6 fois celle du Nitinol et 4,4 fois celle de l'acier

inoxydable. Tous ces facteurs faisaient des fils en Chinese Ni-Ti de bons choix dans la phase initiale d'alignement dentaire.

### **2.2.3.3 Le Japanese Ni-Ti**

Le Japanese Ni-Ti fut le premier alliage de fils orthodontiques à présenter des propriétés véritables de mémoire de forme et de superélasticité. Cette troisième génération de fils en nickel-titane fut développée en 1978, au Japon, par «Furukawa Electric Co. Ltd » (Miura et al., 1986).

En 1986, Miura et al. affirmèrent que les fils en Japanese Ni-Ti délivrent, en se désactivant, des forces légères et très constantes malgré des déflexions importantes. De plus, cet alliage peut nous délivrer des forces physiologiques sur une longue période de temps. Le Japanese Ni-Ti a une phase initiale qui est austénitique; la transformation en phase martensitique est fonction de la contrainte et du changement de la température (Miura et al., 1988; Barwart, 1996; Kusy, 1997).

### **2.2.3.4 Le Copper Ni-Ti**

C'est la dernière génération de fils orthodontiques en alliage de nickel-titane. Les fils en Copper Ni-Ti furent introduits sur le marché par la compagnie Ormco vers le début des années 1990. Selon Bernard (1999),

cet alliage contient 49,1% de titane, 45,8% de nickel, 5,0% de cuivre et 0,2% de chrome.

La présence du cuivre procure au Copper Ni-Ti un meilleur contrôle de la thermoélasticité (TTR) (Sachdeva, 1994; Meling et Odegaard, 1998a; Meling et Odegaard, 1998b; Gil et Planell, 1999). La compagnie Ormco a mis sur le marché des fils en Copper Ni-Ti ayant les quatre différentes températures de transition ( $A_f$ ) suivantes : 15°C, 27°C, 35°C et 40°C. Chacune de ces températures exprime la fin de la phase de transformation austénitique de l'alliage dans laquelle le fil va exprimer la totalité de sa force. Sachant que la température buccale est de 37°C, il est possible au clinicien de contrôler le niveau de force qu'il veut appliquer. C'est la différence entre la température de la fin de la phase de transformation austénitique ( $A_f$ ) et la température buccale qui permet de déterminer l'intensité de la force déployée.

Si on veut un mouvement dentaire rapide dans un parodonte sain chez un patient jeune qui supporte bien la douleur, on pourra utiliser un fil dont l' $A_f$  est 15°C ou 27°C. Par contre, si on veut un mouvement dentaire lent dans un parodonte atteint chez un patient adulte qui ne supporte pas bien la douleur, on utilisera un fil dont l' $A_f$  est 35°C ou 40°C.

Gil et Planell rapportèrent, en 1999, que les fils en Copper Ni-Ti, comparés à leurs prédécesseurs, expriment des forces plus constantes et résistent mieux à la déformation permanente lors du cyclage.

#### *2.2.4 Le bêta-titane*

Le bêta-titane fut introduit en orthodontie par le Dr Burstone vers les années 1980. Il fut commercialisé par la compagnie Ormco sous le nom de TMA «Titanium-Molybdenum Alloy». Cet alliage, sans nickel, contient 80% de titane, 11,5% de molybdène, 6% de zirconium et 4,5% d'étain (Kusy, 1997).

Les fils en TMA présentent des caractéristiques intéressantes les rendant utiles dans plusieurs situations cliniques (Burstone et Goldberg, 1980). En effet, les fils de cet alliage peuvent être fléchis sur une distance qui vaut le double de celle des fils en l'acier inoxydable, sans subir une déformation permanente (Kusy, 1997). De plus, ils présentent une rigidité qui vaut 42% de celle de l'acier inoxydable (Burstone, 1981). Ceci permet un engagement plus précoce du fil dans le boîtier et la production de forces plus légères. Finalement, la formabilité et la soudabilité électrique des fils en TMA permettent la production d'une multitude de configurations possibles (Goldberg et Burstone, 1979; Burstone et Goldberg, 1980; Kapila et Sachdeva, 1989; Kusy, 1997).

La plupart des auteurs s'accordent sur le fait que le TMA a une surface relativement rugueuse et un coefficient de friction assez élevé (Kapila et Sachdeva, 1989; Kusy, 1997).

### *2.2.5 La fibre de verre recouverte*

Selon Proffit (1999), les fils en fibre de verre (dioxyde de silicium pur) recouverte en surface d'un nylon constituent les fils d'avenir en orthodontie. Ce type de fils est commercialisé par la compagnie Ormco sous le nom d'Optiflex.

Le recouvrement de nylon est nécessaire pour empêcher la libération de petits fragments de fibre de verre et réduire le coefficient de friction (Karmaker, Dibenedetto et Goldberg, 1997; Zufall, Kennedy et Kusy; 1998; Zufall et Kusy, 2000). Ces fils non-métalliques ont des avantages esthétiques indéniables. En effet, leur translucidité fait transparaître la couleur de la dent (Kusy, 1998).

Des études sont actuellement entreprises par les compagnies orthodontiques et par les centres d'enseignements universitaires pour déterminer la viabilité clinique de ce type de fils. L'avenir nous dira s'il va gagner en popularité auprès des orthodontistes.

## 2.3 La Friction

Selon Swartz et Miner (1996), la friction se définit comme la résistance au mouvement qui se manifeste lorsqu'un objet est déplacé tangentiellement par rapport à la surface d'un autre objet avec lequel il est en contact.

Pour comprendre le phénomène de friction, il est impératif de connaître certaines notions de base de la physique dynamique. Serway (1992) affirme qu'il est nécessaire d'appliquer une force minimale pour commencer à faire glisser un objet sur une surface. Une fois que l'objet a commencé à glisser, la force nécessaire pour maintenir le mouvement à une vitesse constante est plus petite. La force de friction statique s'oppose au mouvement d'un objet par rapport à une surface. Si l'objet n'est pas en mouvement, la force de friction statique doit avoir la même valeur que la force appliquée qui essaie de mouvoir l'objet. Si la force appliquée augmente, la force de friction statique augmente et reste égale à la force appliquée jusqu'à une valeur critique appelée force de friction statique maximale. Si la force appliquée devient encore plus intense, l'objet commence à glisser et il est alors soumis à la friction cinétique. Le fait que la force de friction soit proportionnelle à la force normale permet de définir deux coefficients de friction, cinétique et statique. On peut établir la relation mathématique :  $F_c = \mu_c \times N$  entre la force de friction cinétique ( $F_c$ ) et la force normale ( $N$ ), où  $\mu_c$  est le coefficient de friction cinétique. Comme la force de friction statique n'a pas de valeur fixe, on utilise la force de friction statique maximale pour avoir la

relation :  $F_s = \mu_s \times N$ , où  $\mu_s$  est le coefficient de friction statique (Fig. 2.1).

Le comportement tribologique d'un système est sensible aux conditions expérimentales et aux propriétés physiques et chimiques des objets en contact. Gleaser (1970) affirma que la température ambiante, la dureté de surface, la lubrification, la rugosité de surface, la force normale et la vitesse de glissement peuvent influencer le comportement tribologique d'un système.

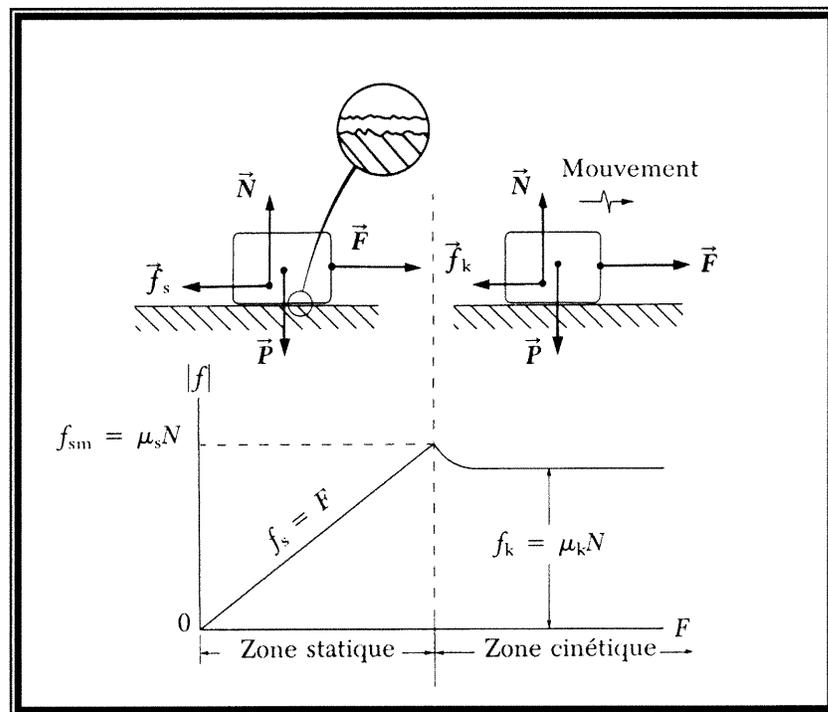


Figure 2.1: Phénomène de friction statique et cinétique (Serway, 1992)

### ***2.3.1 La friction des fils orthodontiques***

La recherche sur le phénomène de friction en orthodontie a vu le jour grâce à la popularité grandissante de la technique de l'arc droit (Garner, Allai et Moore, 1986; Tidy, 1989). Le mouvement dentaire orthodontique sur arc droit implique l'application d'une force et le glissement d'un boîtier sur un fil. Ce type de mouvement génère des forces de friction entre les interfaces du fil et du boîtier qui doivent être dépassées pour produire une réponse parodontale. Il est primordial de bien étudier et comprendre l'effet des fils sur les forces de friction. En effet, la compréhension du rôle des forces de friction produites par les fils orthodontiques et l'évaluation précise de leur montant nous permettront d'appliquer une force optimale sur la dent (Nicholls, 1968; Andreasen et Quevado, 1970; Frank et Nikolai, 1980; Drescher et al., 1989, Kusy et Whitley, 1990; Downing et al., 1994; Angolokar et al., 1998).

#### **2.3.1.1 Les effets du type, de la dimension, de l'angulation et de la rugosité de surface du fil**

Pour étudier la friction des fils, les chercheurs ont eu à développer des modèles qui reproduisaient, d'une certaine façon, des situations cliniques. En général, on a utilisé des modèles fil-boîtier(s) passifs ou actifs « passive or active configuration ». On peut dire qu'un modèle est passif s'il n'y a pas de différence en premier, deuxième et troisième ordre entre les boîtiers du modèle. Si le modèle expérimental ne contient

qu'un seul boîtier, sa passivité vient du fait que le fil ne subit aucun pli ou déformation élastique (binding) dans les trois ordres. Un modèle expérimental actif peut avoir une meilleure pertinence et peut indiquer ce qui se produit cliniquement. Lors d'un mouvement orthodontique de rétraction, une dent subit plusieurs bascules et redressements (Frank et Nikolai, 1980; Drescher et al., 1989; Bednar et al., 1991). Il est donc pratiquement impossible cliniquement d'avoir des boîtiers en état passif entre eux lors d'un mouvement dentaire de rétraction (Tidy, 1989; Downing, 1994; Kusy et Whitley, 1999).

Tidy (1989) affirma la nécessité de bien mesurer la force normale dans un modèle expérimental pour pouvoir calculer le coefficient de friction (statique ou cinétique) d'un fil. Selon Tidy, les forces normales, en bouche, peuvent provenir de l'engagement du fil dans des boîtiers mal alignés, des ligatures qui poussent le fil contre la base de la lumière du boîtier (voir Annexe III), de la présence d'un torque actif avec un fil rectangulaire (troisième ordre) ou d'un contact, en deux points, du fil avec le boîtier d'une dent qui a subi une bascule (voir Annexe II).

D'autres auteurs, comme Kusy et Whitley (1990), Kusy et al. (1992) et Burstone et Farzin-Nia (1995) utilisèrent des modèles expérimentaux qui ne contenaient pas de boîtiers. Leur modèle expérimental comprenait deux cylindres ou deux plaques. À l'aide des cylindres ou des plaques, on pouvait appliquer une force normale précise sur un fil. Le matériau des cylindres ou des plaques était identique à celui des boîtiers. Ce modèle permettait d'évaluer le coefficient de friction (statique ou

cinétique) entre deux matériaux, celui des cylindres ou des plaques avec celui du fil.

En 1989, Drescher et al. étudièrent les effets de la dimension et de la composition d'un fil sur les forces de friction cinétique. Le montage expérimental était constitué d'un boîtier de type edgewise, dont la dimension verticale de la lumière était de 0,018'', pouvant subir des rotations dans les trois dimensions de l'espace. Ceci était possible grâce au collage du boîtier sur une dent artificielle retenue ou plantée dans du caoutchouc. Les fils utilisés étaient en acier inoxydable, chrome-cobalt, nickel-titane et bêta-titane. Plusieurs dimensions de fils ont été testées : 0,016'', 0,016''x0,022'', 0,017''x0,025'', 0,018'', 0,018''x0,025''. Chaque fil était attaché au boîtier par une ligature métallique. Le mouvement relatif entre le boîtier et le fil se faisait à une vitesse de 2mm/s et la mesure des forces de friction a été réalisée sur une distance de 10mm pour chaque fil. Drescher et al. ont conclu par analyse statistique multifactorielle que la composition du fil (matériau) est le facteur qui influence le plus les forces de friction. L'acier inoxydable produisait les forces de friction les plus faibles. Ensuite, par ordre croissant des forces de friction produites suivaient le chrome-cobalt, le nickel-titane et le bêta-titane. Ces résultats sont en accord avec ceux de Garner et al. (1986). De plus, Drescher et al. affirment que les forces de friction augmentaient avec la dimension du fil. Enfin, l'analyse par microscopie électronique à balayage (MEB) de la surface des fils a démontré que les fils en acier-inoxydable avaient l'état de surface le plus lisse. Ensuite, par ordre croissant de rugosité de surface, on avait le

chrome-cobalt, le nickel-titane et le bêta-titane. Il faut noter que ces résultats de rugosité de surface sont uniquement des descriptions qualitatives et non quantitatives.

En 1990, Kapila et al. évaluèrent les forces de friction cinétique des fils en acier inoxydable, chrome-cobalt, nickel-titane et bêta-titane. Les dimensions de fils testées étaient : 0,016'', 0,016''x0,016'', 0,016''x0,022'', 0,017''x0,017'', 0,017''x0,025''. Ils ont utilisé des boîtiers de type edgewise, dont la dimension verticale de la lumière était de 0,018'' ou 0,022''. Avec les boîtiers 0,022'', ils ont évalué les forces de friction des fils de dimension 0,019''x0,025''. Le montage expérimental était constitué d'un boîtier, fixé de façon rigide, dans lequel est inséré un fil attaché par une ligature élastomérique. La vitesse de déplacement du fil était de 5,1 mm/min et la mesure des forces de friction est réalisée sur une durée de 2 minutes. Les résultats de Kapila et al. sont comparables à ceux de Drescher et al. (1989) concernant la composition et la dimension des fils. Cependant, Kapila et al. affirmèrent que la différence entre les alliages devient moins importante avec les fils de dimension 0,019''x0,025''. Ils ont également suggéré que les fils en bêta-titane, qui contiennent 80% de titane, peuvent produire des micro-soudures à froid « cold microwelds » avec les boîtiers en acier inoxydable. Ces micro-soudures seraient la cause du coefficient de friction élevé du bêta-titane. Proffit (1999) partage cet avis et suggère l'implantation ionique de ces fils pour réduire la concentration en titane de la surface du fil.

En 1990, Angolokar et al. répétèrent l'étude de Kapila et al. (1990) en utilisant les mêmes paramètres mais avec des boîtiers en alumine monocristalline. Ils conclurent que, même avec ces boîtiers esthétiques, le bêta-titane est l'alliage de fil produisant les forces de friction les plus élevées, suivi par le nickel-titane, le chrome-cobalt et l'acier inoxydable. De plus, ils démontrèrent que les fils rectangulaires produisent des forces de friction plus élevées que les fils ronds et que l'augmentation de la dimension des fils augmente également les forces de friction produites. Par conséquent, les boîtiers esthétiques en alumine monocristalline réagissent de la même façon que les boîtiers en acier inoxydable en ce qui concerne les forces de friction produites par les fils.

Kusy et Whitley (1990) ont voulu voir s'il existe une corrélation entre la rugosité de surface des fils orthodontiques et leur coefficient de friction cinétique. Des fils de dimension 0,018''x0,025'' en chrome-cobalt, nickel-titane et acier inoxydable ont été testés ainsi que des fils en bêta-titane de dimension 0,017''x0,025''. Le montage expérimental était composé de deux plaques « double contact friction device », en acier inoxydable ou en alumine polycristalline, pouvant exercer une force normale sur un fil. Les fils étaient attachés à un appareil de traction qui les déplaçait à une vitesse de 10mm/min. Les plaques en acier inoxydable étaient de type AISI 302 ou 304, le même type que celui des boîtiers. L'expérimentation a eu lieu en milieu sec à température ambiante. La rugosité de surface a été évaluée par MEB et par des mesures de réflectance spéculaire au laser. Les fils en bêta-titane ont

montré les coefficients de friction les plus élevés (0,445 à 0,658). Par contre, le nickel-titane avait la rugosité de surface la plus importante avec un « RMS » de  $0,23\mu\text{m}$ . La rugosité pondérée « RMS » ou le « root-mean-square-roughness » se définit comme étant la racine carrée de la moyenne des carrés des distances entre les points d'une image en trois dimensions et la hauteur moyenne de cette même image. Une corrélation statistique a pu être démontrée entre les coefficients de friction des fils et leur rugosité de surface excepté pour les fils en bêta-titane. Cette observation a poussé Kusy et Whitley à suggérer qu'une adhésion chimique se développait entre le bêta-titane et l'acier inoxydable et expliquerait ainsi son coefficient de friction élevé.

En 1991, Proski et al. ont utilisé un modèle expérimental toujours avec les quatre types de fils mais de dimension  $0,017'' \times 0,025''$  avec quatre boîtiers auto-ligaturants en acier inoxydable  $0,022''$ . Cette séquence de boîtiers représente un segment buccal d'une arcade dentaire. Les quatre boîtiers n'étaient pas alignés entre eux. En effet, il existait deux courbures dans le montage : la courbure de la forme d'arcade qui donnait la différence en premier ordre entre les boîtiers et la courbure de la courbe de Spee donnant la différence de niveau en deuxième ordre entre les boîtiers (voir chapitre 9). Ces deux courbures rendaient le modèle expérimental actif. Après l'introduction des fils dans les quatre boîtiers, il fut déplacé à une vitesse de  $2\text{mm/min}$ . dans une solution de salive artificielle à  $37^\circ\text{C}$ . La rugosité de surface est évaluée par le MEB et quantifiée par un profilomètre sur une distance de  $6\text{mm}$ . Les fils en chrome-cobalt et en nickel-titane ont obtenu les forces de

friction statique les plus bas contrairement à ceux en acier inoxydable et en bêta-titane. On remarque que dans un modèle à configuration active, les forces de friction les plus élevées sont produites par les fils les plus rigides. En ce qui a trait à la rugosité de surface, les fils en nickel-titane ont de loin la surface la plus rugueuse. Ensuite, par ordre décroissant de rugosité de surface, évaluée par le « RMS », on a le bêta-titane, le chrome-cobalt et l'acier inoxydable. Aucune corrélation statistique n'a pu être démontrée entre la rugosité de surface des fils et les forces de friction produites.

Dickson et al. (1994) comparèrent les forces de friction statique de cinq types de fils d'alignement initial. En effet, ils ont utilisé des fils en acier inoxydable australien rond de dimension 0,016'', en nickel-titane 0,016'', en acier inoxydable coaxiaux de dimension 0,0155'' et en fibre de verre 0,017''. Leur montage expérimental comprenait un boîtier en acier inoxydable 0,022'' qui pouvait subir une rotation autour de son centre géométrique. Ainsi, à une angulation de  $0^\circ$ , l'axe long de la lumière du boîtier est parallèle à l'axe long du fil. À une angulation de  $5^\circ$ , l'axe long de la lumière du boîtier forme un angle de  $5^\circ$  avec l'axe long du fil. Des mesures des forces de friction ont également été réalisées à des angulations de  $10^\circ$ . Une ligature métallique poussait le fil dans la lumière du boîtier avec une force normale de 112g. La vitesse de déplacement du fil par rapport au boîtier était de 5mm/min. Les données ont été enregistrées sur une durée de 2 minutes. Dickson et al. ont ainsi démontré qu'en augmentant l'angulation entre le boîtier et le fil, les forces de friction augmentaient pour tous les fils. Pour les trois

angulations les fils coaxiaux en acier inoxydable ont les forces de friction les plus faibles. Les fils en acier inoxydable australien ont montré des forces de friction assez faibles à  $0^\circ$  mais à des angulations de  $5^\circ$  et  $10^\circ$ , ces fils développaient des forces de friction beaucoup plus importantes. Les fils en nickel-titane ont produit des forces plus importantes que les fils en acier inoxydable australien pour une angulation de  $0^\circ$ . Par contre, ils produisaient des forces de friction comparables à  $5^\circ$ . À des angulations de  $10^\circ$ , les fils en acier inoxydable australien reprenaient le dessus en terme de forces de friction. Les auteurs expliquent ce phénomène par la différence de rigidité de l'acier inoxydable.

Downing et al. (1994) ont comparé les forces de friction statique et cinétique produites par les boîtiers en acier inoxydable versus les boîtiers en alumine polycristalline  $0,022''$ . Les fils testés étaient en acier inoxydable, en nickel-titane et en bêta-titane avec des dimensions de  $0,018''$  et  $0,019'' \times 0,025''$ . Les fils sont maintenus dans les boîtiers par une ligature élastomérique. Le boîtier est fixé de façon rigide rendant tout mouvement impossible. Les fils étaient déplacés à une vitesse de  $5\text{mm/min}$ . et les données ont été enregistrées sur une durée de 2 minutes. La surface des fils a également été examinée par MEB. Les auteurs ont montré que le type d'alliage du fil est un facteur plus important que le matériau constituant le boîtier pour les forces de friction produites. Les fils en bêta-titane ont produit les forces de friction les plus élevées contrairement à l'acier inoxydable. Downing et al. ne notèrent pas de différence marquée entre les fils en acier inoxydable et ceux en nickel-

titane au MEB. Les fils en bêta-titane se sont démarqués par une rugosité de surface importante. Notons que l'analyse par MEB est relativement subjective. Finalement, pour le même type d'alliage, les fils ayant des dimensions de 0,019''x0,025'' produisent des forces de friction plus importantes que ceux de 0,018''. Dans tous les cas, on a noté que les valeurs des coefficients de friction statique dépassaient celles des coefficients de friction cinétique.

En 1996, Ogata et al. ont évalué l'effet de l'augmentation d'une déflexion en deuxième ordre entre le fil et l'axe long de la lumière d'un boîtier sur les forces de friction cinétique produites. Ils ont utilisé des fils en acier inoxydable ayant les dimensions : 0,016'', 0,016''x0,022'', 0,017''x0,025'', 0,018'', 0,018''x0,025'', 0,019''x0,025''. Des boîtiers 0,018'' et 0,022'' ont été testés. Le montage comprenait quatre boîtiers dont deux soudés sur un dispositif mobile et les deux autres sur un dispositif fixe. Le premier et le troisième boîtiers étaient sur le dispositif fixe tandis que le deuxième et le quatrième étaient sur le mobile. Notons qu'à 0mm de distance entre les deux dispositifs, les lumières des quatre boîtiers sont parfaitement alignées. Les mesures des forces de friction cinétique ont été évaluées sur des distances de 0mm, 0,25mm, 0,50mm et 0,75mm entre les deux dispositifs. Aux déflexions de 0,25mm, 0,50mm et 0,75mm, les boîtiers du dispositif mobile s'éloignaient de la même distance en gardant leurs lumières parallèles à celles du dispositif fixe. Les fils étaient maintenus en place par des ligatures élastomériques et déplacés à une vitesse de 0,02 po/min. pour une durée de 2 minutes. Les résultats de Ogata et al. démontrèrent qu'une augmentation de la

déflexion ou de l'angulation entre les boîtiers est associée à une augmentation des forces de friction cinétique produites. De plus, ces forces étaient plus importantes pour les fils de plus grande dimension et pour les fils rectangulaires.

Bourauel et al. (1998) ont évalué la rugosité de surface des principaux fils orthodontiques disponibles sur le marché. Il n'existe pas de consensus général stipulant que la rugosité des fils soit un facteur de première importance dans la détermination des forces de friction en orthodontie. Cette observation a poussé Bourauel et al. à entreprendre cette étude pour évaluer la rugosité de surface d'une marque de fil en acier inoxydable, d'une marque de fil en bêta-titane (TMA) et de onze marques de fils en nickel-titane disponibles sur le marché. La rugosité de surface a été évaluée par la microscopie à force atomique (AFM), la profilométrie de surface et la réflectance spéculaire au laser. Les auteurs estiment que ces trois techniques sont non-invasives pour la surface des fils et fournissent des données numériques permettant de comparer la rugosité des surfaces. Les résultats ont montré que la rugosité de surface est faible pour l'acier inoxydable (RMS moyen de  $0,08\mu\text{m}$ ), modérée pour le bêta-titane (RMS moyen de  $0,21\mu\text{m}$ ) et très variable pour le nickel-titane en fonction de la marque de fil utilisée (RMS variant de  $0,10\mu\text{m}$  à  $1,30\mu\text{m}$ ). En comparant avec les résultats des études antérieures sur les forces de friction produites par ces fils, le lien de proportionnalité n'a pu être établi avec la rugosité de surface. Bourauel et al. concluent que la corrélation entre ces deux paramètres demeure obscure en orthodontie.

Articolo et Kusy (1999) étudièrent l'effet du changement de l'angulation en deuxième ordre entre l'axe long de la lumière d'un boîtier et celui du fil sur les forces de friction cinétique produites. En effet, le montage expérimental leur permettait la rotation du boîtier autour de son centre géométrique. Des fils en acier inoxydable, en nickel-titane et en bêta-titane 0,021''x0,025'' ont été utilisés ainsi que des boîtiers 0,022'' en acier inoxydable, en alumine mono- et polycristalline. Une ligature métallique attachait le fil dans un boîtier. La force normale a été contrôlée par un dispositif à deux têtes rondes. Chaque tête s'appuyait sur le fil de part et d'autre à sa sortie du boîtier. Les forces normales allaient de 100 à 1000g avec des intervalles de 100g. Les mesures des forces de friction ont été évaluées à des angulations de 0°, 3°, 7°, 11°, 13°. Le fil a été déplacé à 10mm/min. Les auteurs ont montré que dans le modèle de configuration passive (0°), les fils en acier inoxydable avaient les forces de friction les plus faibles. En outre, la combinaison fil-boîtier en acier inoxydable offre la plus basse résistance au glissement. Cependant, dans un modèle de configuration active, les fils en nickel-titane produisaient les forces de friction les plus faibles pour toutes les angulations et avec les trois types de matériaux des boîtiers. Cette étude suggère que dans une configuration active, il est préférable d'utiliser un fil plus flexible, comme le nickel-titane, pour réduire les forces de friction.

On constate une certaine similarité des résultats entre les études évaluant les forces de friction produites par les différents types d'alliage de fils orthodontiques, et ce malgré la différence entre les nombreux modèles

expérimentaux utilisés. Généralement, les fils en acier inoxydable produisent le moins de friction suivis par ceux en chrome-cobalt, nickel-titane et en bêta-titane. Ces résultats ont bien été démontrés dans les modèles à configuration passive et dans les modèles avec deux plaques. L'augmentation de l'angulation entre l'axe long de la lumière du boîtier et le fil augmente les forces de friction puisque les forces normales augmentent. Pour des angulations au-dessous de la limite élastique du fil, le module d'élasticité de l'alliage du fil devient le principal facteur régissant les forces de friction produites. Les fils en acier inoxydable et en bêta-titane produisent alors les forces de friction les plus élevées. L'augmentation de la dimension des fils est associée à une augmentation des forces de friction dans les deux modèles de configuration, actif et passif, ce qui implique que la surface de contact entre le fil et le boîtier joue un rôle dans les forces de friction produites. Enfin, aucune corrélation significative n'a pu être établie entre la rugosité de surface et les forces de friction produites par les fils orthodontiques ou le coefficient de friction statique ou cinétique.

### **2.3.1.2 Le microscope à force atomique (ou AFM)**

Le microscope à force atomique (AFM) fut introduit dans la communauté scientifique par Binnig, Quate et Gerber en 1986. Ce microscope, qui n'utilise ni lumière ni même un faisceau d'électrons, est un outil de pointe extrêmement performant pour l'étude de la surface des matériaux (Thundat et al., 1993; Quate, 1994). Les données recueillies par ce type d'appareil peuvent fournir des informations à l'échelle

atomique. Binnig et al. (1986) affirmèrent que ce microscope offre une résolution latérale de 30Å et une résolution verticale inférieure à 1Å. Ceci est considérable lorsque l'on sait que la dimension d'un atome est de l'ordre de 1Å. Les AFM actuels offrent des résolutions plus importantes encore (Van Hove, 1999). Il existe trois modes d'opération en fonction du type de surface à étudier. Si la surface de l'objet à étudier est dure, on peut utiliser le mode d'opération par contact ou « contact mode »; si, par contre, cette surface est molle, il est préférable d'utiliser soit le mode d'opération sans contact ou « non-contact mode » soit le mode d'opération résonnant ou «tapping mode ». Dans la présente étude le mode d'opération par contact a été choisi puisque la surface des fils orthodontiques est relativement dure.

#### **2.3.1.2.1 Principe de fonctionnement de l'AFM**

Afin d'obtenir une résolution aussi élevée, l'AFM est doté d'une sonde qui consiste en un capteur de force de haute précision (Quate, 1994). Cette sonde, sous forme de pointe effilée, souvent en nitrure de silicium, est fixée sur une lame flexible ou « cantilever ». Lorsqu'on approche la pointe à une distance inférieure à 0,1µm de la surface de l'objet, celle-ci subit une attraction due aux forces de Van der Waals. Ces forces sont provoquées par des interactions instantanées entre les dipôles électrostatiques des molécules de la pointe de la sonde et de la surface de l'échantillon. Dès que la distance entre la pointe et la surface atteint quelques Angströms, des forces de répulsion commencent à apparaître et produisent une déflexion verticale de la lame. En effet, les électrons des

atomes de la pointe et ceux de la surface de l'objet se repoussent. Les forces d'attraction et de répulsion sont de l'ordre de  $10^{-6}$  à  $10^{-11}$  Newton (Quate, 1994). Dans le mode d'opération avec contact, il faut donc appliquer une force contrant les forces de répulsion afin d'obtenir un contact léger et constant tout au long du balayage de la surface. En balayant la surface ligne par ligne, la pointe va suivre les aspérités, faisant ainsi fléchir la lame flexible. L'AFM va alors mesurer les changements de position ou les déviations de la lame flexible dans l'axe des  $z$  (Binnig et al., 1986; Martin et al., 1987). La partie dorsale de la lame, vis-à-vis de la pointe, contient des micro-miroirs qui vont réfléchir un faisceau de laser vers une photodiode. Il s'agit d'un photodétecteur de position qui permet d'enregistrer tout changement de position de la lame flexible. Lorsque la pointe et la surface de l'objet entrent en contact, on s'assure que la réflexion du faisceau laser aboutit vers un point de référence situé au centre de la photodiode. Tout changement dans la réflexion du faisceau est enregistré par la photodiode qui émet un signal à une céramique piézo-électrique située sous l'objet. On obtient ainsi un contrôle de la position de la lame flexible dans l'axe vertical ( $z$ ) et le maintien d'une relation constante entre la pointe et la surface. En balayant la surface selon les deux axes horizontaux ( $x$  et  $y$ ) et en enregistrant la valeur de la déviation verticale ( $z$ ) correspondante, on obtient les coordonnées ( $x, y, z$ ) de chaque point de la surface de l'objet. La multitude des points enregistrés sera transformée en une image par un logiciel informatique approprié qui utilise un guide de couleurs modifiable pour représenter la coordonnée ( $z$ ). Cette caractéristique permet de donner un contraste de profondeur pour les images à trois

dimensions (Binnig et al., 1986; Martin et al., 1987). Grâce à l'acquisition des coordonnées (x, y, z) de tous les points d'une surface donnée, il est possible de quantifier topographiquement la rugosité de surface (Fig. 2.2).

Il faut noter que dans les modes d'opération sans contact et résonnant, la lame flexible subit des oscillations. Dans le mode sans contact, les oscillations sont de faible amplitude et les forces d'attraction de Van der Walls maintiennent le rapprochement de la lame flexible et de sa pointe à l'objet. Dans le mode résonnant, on a des contacts de très courte durée avec la surface et les oscillations de la lame sont de plus forte amplitude. Un piézo, positionné à la base de la lame flexible, a pour fonction de maintenir l'amplitude des oscillations de la lame constante lors du balayage de la surface de l'objet. De plus, la céramique piézo-électrique permet de contrôler la position de l'objet et de maintenir une relation entre la lame flexible et l'objet constante. Ces deux éléments permettent de définir la topographie de la surface de l'objet (Quate, 1994).

L'étude de Bourauel et al. (1998) est la seule étude orthodontique qui utilise l'AFM pour caractériser la surface des fils. Jusqu'à présent, aucune étude orthodontique n'a évalué la rugosité de surface des fils implantés ioniquement à l'azote. Dans la présente étude, nous avons voulu caractériser, par AFM, la surface des fils en nickel-titane et en bêta-titane implantés ioniquement, en les comparant avec des fils du même alliage non implantés (contrôles). De plus, on voulait voir s'il y avait une corrélation entre le coefficient de friction statique et la rugosité

de surface et, enfin, évaluer l'effet de l'implantation ionique sur la rugosité de surface.

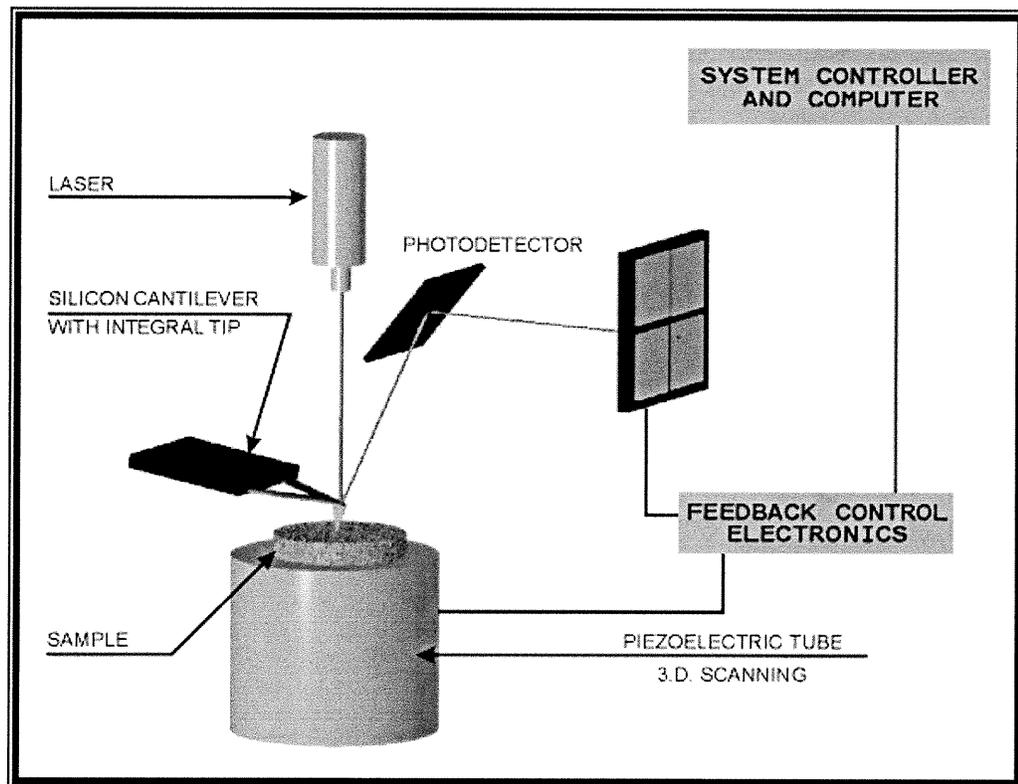


Figure 2.2: Principe de fonctionnement d'un microscope à force atomique.

### **2.3.1.3 L'implantation ionique**

L'implantation ionique fait partie des nouvelles technologies de traitement de surface des matériaux, que ce soit un métal, un polymère ou une céramique. Cette technique permet d'améliorer les propriétés physiques ou chimiques de ces matériaux (Sioshansi, 1987; Chabrol, 1996; Chason et al., 1997). Des ions dopants sont introduits dans la surface du matériau en contrôlant rigoureusement la profondeur de pénétration des ions, leur énergie et la quantité d'ions à implanter par unité de surface (Fromson et Kossowski, 1984; Mc Hargue, 1989).

Il est important de noter que l'implantation ionique n'est pas un recouvrement de surface mais bien une pénétration de l'ion dopant à l'intérieur du matériau (Kusy et al., 1992). Cette technique permet donc de changer la composition de la surface du matériau sur une certaine profondeur en modifiant l'arrangement moléculaire. Ceci est particulièrement utile lorsque l'on veut introduire à la surface d'un alliage un élément peu compatible chimiquement. En effet, on obtient ainsi un nouvel alliage en surface avec des propriétés superficielles améliorées (Sioshansi, 1987; Kusy et al., 1992; Chabrol, 1996; Chason et al., 1997; Kula et al., 1998).

### **2.3.1.3.1 Avantages de l'implantation ionique**

Sioshansi (1987) affirme que l'implantation ionique commençait à se développer dans le domaine biomédical. On voit de plus en plus des applications en orthodontie et en chirurgie orthopédique.

Chabrol (1996) a décrit les avantages de l'implantation ionique pour les substrats métalliques : *(1)* les propriétés de l'alliage à doper sont conservées, *(2)* on peut dépasser les solubilités limites, *(3)* on obtient un nouvel alliage qui serait impossible à obtenir si les lois de diffusion et d'équilibre thermodynamiques sont respectées, *(4)* on ne change pas les dimensions du matériau à doper, *(5)* on n'a pas de problèmes d'adhérence du dopant car ce n'est pas un revêtement, *(6)* la résistance à l'usure est améliorée par un durcissement de la surface, *(7)* la résistance à la corrosion est améliorée, *(8)* on diminue les forces de friction et *(9)* on augmente la résistance à la fatigue.

### **2.3.1.3.2 Limitations de l'implantation ionique**

Le coût élevé de l'implantation ionique est le principal obstacle à une utilisation industrielle plus extensive (Malaczynski et al., 1997). Chabrol (1996) affirma que les limitations de la technique sont mineures : *(1)* il est important que la pièce à implanter n'ait pas une géométrie complexe car elle doit être en vue de faisceau et *(2)* on ne traite que de faibles épaisseurs.

### 2.3.1.3.3 Procédé d'implantation

Sioshansi (1987) et Chabrol (1996) ont décrit leur technique d'implantation ionique sur des alliages métalliques (Fig. 2.3). Il faut noter que, dans l'ensemble, les techniques proposées dans la littérature se ressemblent étrangement. La procédure débute dans la source par l'obtention d'ions dopants à partir de composés gazeux ou d'éléments métalliques vaporisés ou pulvérisés. Les ions à implanter sont ensuite introduits dans la chambre d'ionisation et doivent être sous forme de composés gazeux (Chabrol, 1996; Chason, 1997). Il est possible d'obtenir des composés gazeux à partir d'éléments métalliques par chloruration (Fig. 2.4). On assiste ensuite à la formation d'un faisceau d'ions à partir des composés gazeux. Ce faisceau d'ions, qui vient d'être extrait de la source, est focalisé puis accéléré. Il passe ensuite dans un aimant qui permet de trier les ions en fonction de leur masse. On sélectionne ainsi le type d'ions pour l'accélération finale. Le faisceau est balayé sur la surface du matériau par déplacement du porte-échantillon, de manière à assurer une implantation uniforme. Le porte-échantillon est généralement refroidi pour permettre l'évacuation de l'énergie thermique apportée par le faisceau.

Lorsque les ions dopants commencent à pénétrer la surface, ils subissent des collisions avec les atomes de la cible. Lors de ces collisions, les ions incidents vont perdre leur énergie jusqu'à ce qu'ils soient retenus par les forces cohésives du matériau (Sioshansi, 1987; Mc Hargue, 1989; Chabrol, 1996; Chason et al., 1997; Malaczynski et al., 1997). Il s'agit

donc d'interactions élastiques entre les ions incidents et les atomes de la cible. Généralement, les ions atteignent des profondeurs inférieures à  $0.5\mu\text{m}$  (Sioshansi, 1987; Mc Hargue, 1989; Rivière, 1992; Chabrol, 1996; Chason et al., 1997). Lors de l'implantation ionique, les atomes de la cible sont éjectés directement ou indirectement par l'action des ions incidents qui peuvent également éjecter des ions déjà implantés. Ce phénomène limite les concentrations maximales en ions dopants dans la profondeur implantée à 20-50%. Cette concentration suit une distribution gaussienne (Chabrol, 1996). La majorité des ions dopants se trouve donc dans le milieu de la profondeur implantée (Fig. 2.5).

#### **2.3.1.3.4 Implantation ionique d'azote dans les fils orthodontiques**

La réduction de la friction des fils orthodontiques en alliage de titane implantés ioniquement d'azote peut s'expliquer par deux processus : **(1)** par la formation d'une couche superficielle amorphe, passive et dure d'un précipité de nitrure de titane (TiN) (Moine et al., 1985; Sioshansi, 1987; Mendez et al., 1987; Rivière, 1992; Kusy et al., 1992; Burstone et Farzin-Nia, 1995; Chabrol, 1996; Ryan et al., 1997; Kusy et Whitley, 1997; Chason et al., 1997; Malaczynski et al., 1997; Jia, 1999) et **(2)** par la réduction de la concentration de titane dans la surface du fil (Kusy et al., 1992; Cobb III et al., 1998; Ryan et al., 1997; Kula et al., 1998; Proffit, 1999). En effet, on soupçonne que la concentration élevée en titane dans les alliages des fils orthodontiques, 50% pour le nickel-titane et 80% pour le bêta-titane, produit des micro-soudures à froid avec les boîtiers en acier inoxydable.

Les études sur la friction des fils orthodontiques implantés ioniquement à l'azote sont peu nombreuses et on note une certaine inconsistance entre les résultats des études in vivo et in vitro. Il faut noter que les deux seules études in vivo sur la friction des fils orthodontiques concernent les fils implantés ioniquement d'azote.

#### **2.3.1.3.5 Études in vitro**

Kusy et al. (1992) évaluèrent les coefficients de friction (statique et cinétique) des fils en bêta-titane implantés à l'azote contre des plaques en alumine polycristalline implantées au titane. Le montage expérimental comprenait deux plaques entre lesquelles on faisait déplacer des fils de dimension 0,017''x0,025'' à une vitesse de 10mm/min dans un milieu sec et à température ambiante. Les forces normales appliquées étaient de 200g, 400g, 600g, 800g et 1000g qui se traduisaient par une compression du fil entre les deux plaques. Avant implantation des fils et des plaques, les coefficients de friction statique et cinétique se situaient respectivement à 0,50 et 0,44. Après l'implantation des fils (azote) et des plaques (titane), les coefficients de friction statique et cinétique ont chuté respectivement à 0,20 et 0,25. Selon Kusy et al., ces valeurs se rapprochent de celles de l'acier inoxydable contre l'alumine polycristalline. Ils suggèrent donc l'utilisation des fils en bêta-titane implantés à l'azote comme des alternatifs aux fils en acier inoxydable dans le mouvement de fermeture orthodontique des espaces d'extraction.

Burstone et Farzin-Nia (1995) étudièrent l'effet de l'implantation ionique d'azote des fils orthodontiques en bêta-titane sur les coefficients de friction statique et cinétique produits. Le montage expérimental comprenait deux cylindres en acier inoxydable de type AISI 303, entre lesquels on faisait passer les fils à une vitesse de 10mm/min. Les forces normales sont contrôlées en faisant varier la force appliquée par les cylindres sur les fils de 174,8g à 966,6g. Les fils utilisés étaient de dimension 0,019''x0,025'' en bêta-titane (TMA), en bêta-titane implanté ioniquement d'azote (TMA Low Friction avec IONGUARD) et en acier inoxydable. Les mesures ont été enregistrées en milieu sec et en milieu humide dans de la salive artificielle. L'acier inoxydable a montré un coefficient de friction statique moyen de 0,19, celui du bêta-titane non implanté était de 0,52 alors que celui du bêta-titane implanté à l'azote était de 0,22. Les auteurs ont conclu que l'implantation ionique du bêta-titane à l'azote réduisait le coefficient de friction statique d'environ 57,7% et préconisent l'utilisation de ces fils plutôt que ceux en acier inoxydable lors de la fermeture orthodontique des espaces d'extraction.

Ryan et al. (1997) ont évalué l'effet de l'implantation ionique des fils orthodontiques en alliage de titane (nickel-titane et bêta-titane) sur le mouvement dentaire in vitro. Le montage comprenait une canine supérieure plantée dans la cire jusqu'au collet de la dent. Un boîtier de type edgewise 0,022'' a été collé sur cette dent. Des fils de dimension 0,016''x0,022'' en nickel-titane, en nickel-titane implantés ioniquement d'azote, en bêta-titane, en bêta-titane implantés d'azote et en acier inoxydable ont été étudiés. Un ressort en nickel-titane, développant une

force de 150g, était accroché sur le boîtier et sur une partie fixe du montage. Ce ressort était activé parallèlement au fil et à la lumière du boîtier dans le sens horizontal. Ce montage fut introduit dans un bain contenant de l'eau à 44°C pour une durée de 20 minutes. Ensuite, ce montage est retiré du bain et le déplacement de la dent à partir de sa position initiale est mesuré. Le déplacement dentaire moyen était de 3,75mm pour l'acier inoxydable, de 2,50mm pour le nickel-titane implanté, de 1,35mm pour le bêta-titane implanté, de 1,19mm pour le nickel-titane non implanté et de 0,92mm pour le bêta-titane non implanté. Ryan et al. ont noté une différence significative entre tous les types de fils. Ils concluent que l'implantation ionique d'azote des fils orthodontiques à base de titane réduit de façon significative les forces de friction produites.

#### **2.3.1.3.6 Études in vivo**

Cobb III et al. (1998) ont réalisé une étude clinique de trois types de fils orthodontiques d'alignement pendant la phase d'alignement primaire. Ils ont utilisé des fils 0,016'' en Sentalloy (Japanese Ni-Ti, nickel-titane austénitique), 0,016'' en Sentalloy implantés ioniquement d'azote par la compagnie Spire (Sentalloy IONGUARD) et des fils 0,0175'' en acier inoxydable multi-brins. L'étude comprenait 155 arcades dentaires dont chacune avait plus de 5mm de chevauchement dentaire (manque d'espace) évalué par l'indice de chevauchement de Little (Little's irregularity index). Des boîtiers de type edgewise en acier inoxydable ont été utilisés sur tous les patients. La dimension verticale des boîtiers

était de 0,022'' pour la moitié des arcades et de 0,018'' pour l'autre moitié. Les patients sont revus chaque mois jusqu'à l'obtention d'un indice de chevauchement dentaire inférieur à 2mm. À chaque visite, les ligatures élastomériques étaient remplacées. Les résultats n'ont montré aucune différence significative entre les trois types de fils quant à la vitesse de déchevauchement dentaire. Les auteurs ont donc conclu que l'emploi des fils en nickel-titane implantés ioniquement à l'azote dans le but d'accélérer la vitesse de déchevauchement dentaire par réduction de la friction n'est pas justifiable.

Kula et al. (1998) ont étudié l'efficacité des fils en bêta-titane implantés ioniquement à l'azote dans la fermeture des espaces d'extraction. Ils ont demandé à la compagnie SPIRE d'implanter ioniquement la moitié de chaque fil en bêta-titane 0,019''x0,025'' sous forme d'arc, à partir de la ligne médiane. Les deux premières prémolaires supérieures ont été extraites chez 30 patients. Les boîtiers étaient en acier inoxydable de type edgewise 0,022''. Les canines supérieures ont été rétractées à l'aide de ressort en nickel-titane développant des forces de 150g (fermeture de l'espace d'extraction). Les patients sont revus chaque mois pour mesurer les espaces restant et changer les ligatures élastomériques, et ce, pendant six mois ou jusqu'à la fermeture complète de l'espace. Aucune différence significative n'a pu être notée entre les côtés implantés et non implantés en ce qui concerne la vitesse de la fermeture d'espace.

Les résultats de Cobb III et al. (1998) et Kula et al. (1998) démontrent une efficacité faible voire inexistante in vivo des fils orthodontiques en

alliage de titane implantés ioniquement à l'azote par rapport aux fils non implantés. D'autres études cliniques doivent être réalisées pour confirmer ces résultats.

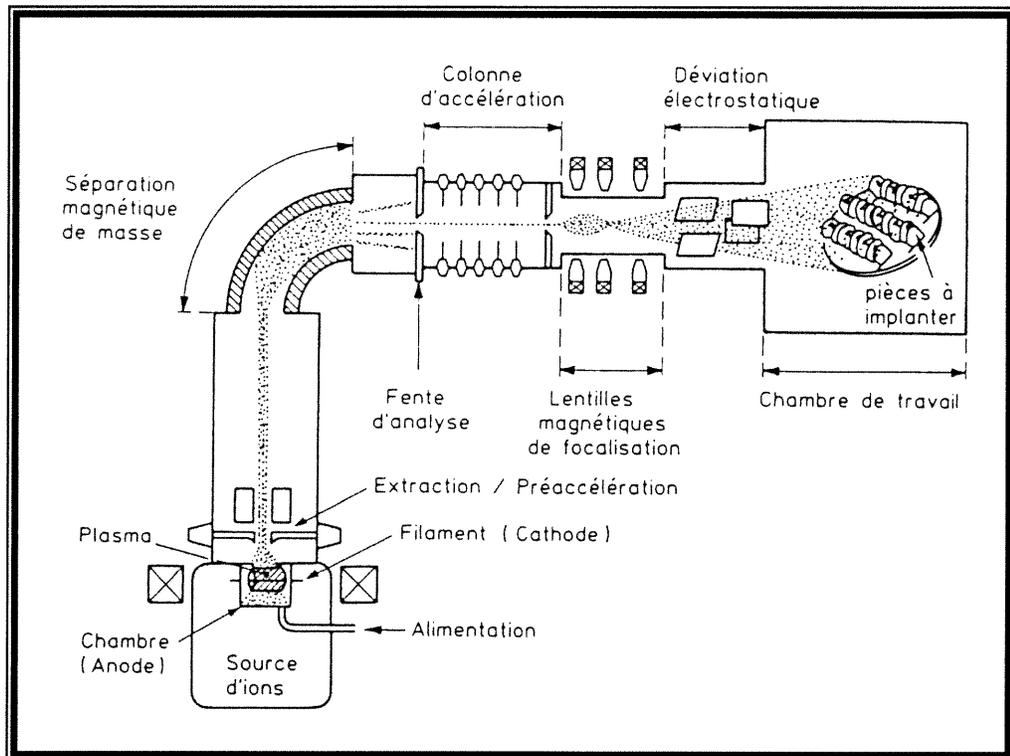


Figure 2.3 : Principe de fonctionnement d'un appareil d'implantation ionique (Chabrol, 1996).

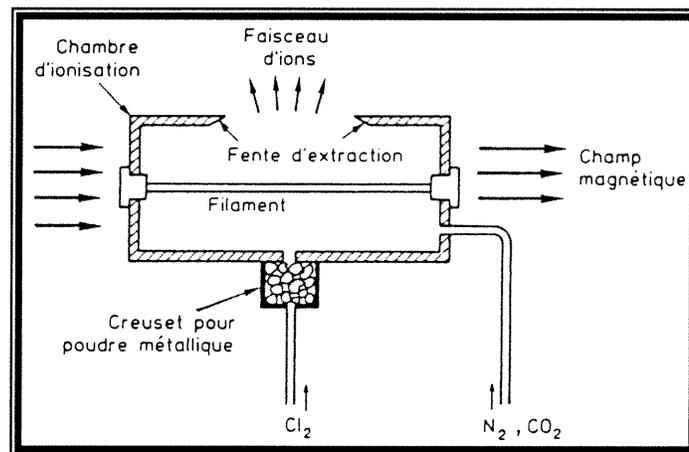


Figure 2.4 : Schéma simplifié d'une source d'ions (Chabrol, 1996).

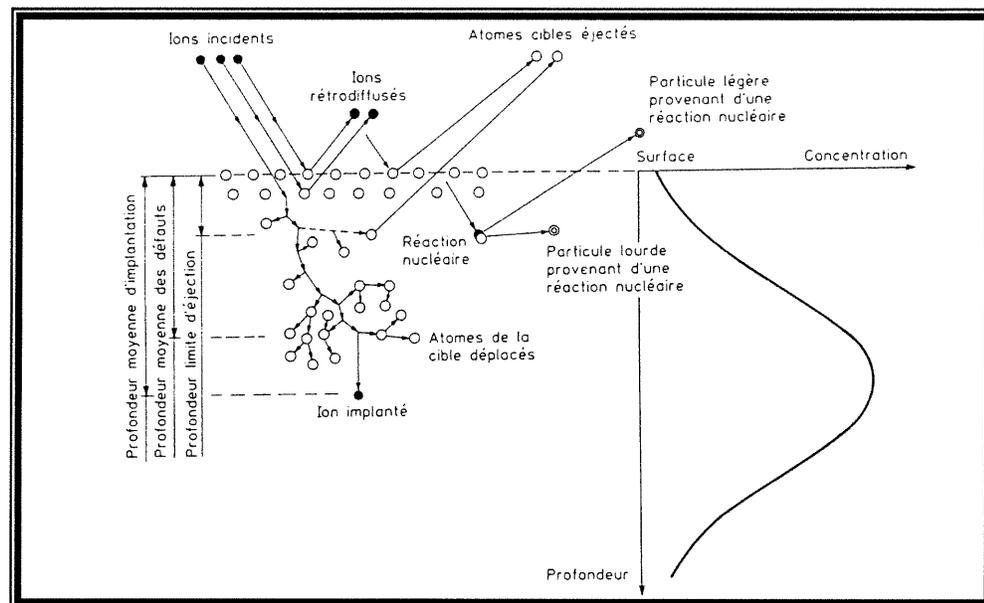


Figure 2.5 : Interactions entre les ions incidents et la matière lors d'une implantation, et distribution des concentrations ioniques associées (Chabrol, 1996).

CHAPITRE 3  
**TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE**

### 3. TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE

Ce chapitre décrit le protocole expérimental des tests de friction et des analyses par microscopie à force atomique (Atomic Force Microscopy - AFM) effectués sur divers fils orthodontiques ayant subi un traitement de surface par implantation ionique.

#### 3.1 Matériel et méthodes

##### *3.1.1 Échantillons de fils orthodontiques*

La sélection des échantillons a été réalisée de façon arbitraire à partir de la multitude de types de fils orthodontiques disponibles à la clinique d'orthodontie de l'Université de Montréal. L'inclusion dans l'étude des différents types d'alliages de fils orthodontiques exigeait que soient remplis les deux critères suivants : (1) la disponibilité de ces alliages (nickel-titane et bêta-titane) sous une version ayant subi une implantation ionique d'azote, (2) leur utilisation clinique fréquente dans la pratique orthodontique. Il est important de spécifier que pour chaque groupe de fils testé, les échantillons provenaient du même lot. Tous les fils utilisés avaient une section rectangulaire.

Les cinq types de fils utilisés étaient :

**Groupe 1:** Acier inoxydable : 0,018''x0,025'', (alliage de référence)  
GAC Internat. Inc. (Central Islip, N.Y., U.S.A.)  
Identification : LOT HEAT519461. **(SS)**

**Groupe 2:** Nickel-titane : BioForce™ Sentalloy, 0,018''x0,025''  
GAC Internat. Inc. (Central Islip, N.Y., U.S.A.)  
Identification : LOT E559 F02 529-05. **(BFS)**

**Groupe 3:** N-nickel-titane : BioForce Sentalloy avec IONGUARD™,  
0,018''x0,025'' (avec implantation ionique d'azote)  
GAC Internat. Inc. (Central Islip, N.Y., U.S.A.)  
Identification : LOT E338 F02 629-05. **(BFSi)**

**Groupe 4:** Bêta-titane : TMA™ (Titanium-Molybdenum Alloy),  
0,019''x0,025''(non disponible en 0,018''x0,025'')  
ORMCO (Glendora, CA., U.S.A.)  
Identification : LOT 8D19D Part No. : 210-0404. **(TMA)**

**Groupe 5:** N-bêta-titane : TMA Low Friction avec IONGUARD™,  
0,019''x0,025'' (avec implantation ionique d'azote)  
ORMCO (Glendora, CA., U.S.A.)  
Identification : LOT 9G83 Part No. : 211-1414. **(TMAi)**

Les fils des groupes 3 et 5 ont été soumis à un traitement d'implantation ionique d'azote par la firme américaine SPIRE (Bedford, MA., U.S.A.).

### ***3.1.2 Les tests de friction***

#### **3.1.2.1 Préparation des échantillons**

Une pince orthodontique en acier inoxydable (Straight Utility Plier, Modèle no.: OD-100-B) de la compagnie GAC (Central Islip, N.Y., U.S.A.) a été utilisée pour retirer les fils de leur emballage d'origine afin d'éviter la contamination de leur surface par la peau. Il faut noter que les fils utilisés dans la présente étude sont préformés, par le manufacturier, suivant une forme d'arc continu. Chaque fil a été inspecté visuellement afin de s'assurer de l'absence de défauts macroscopiques. Les échantillons de fils utilisés pour les tests de friction ont été coupés à l'aide d'une pince orthodontique (Distal End Cutter, Modèle no.: OD-308) de la compagnie GAC (Central Islip, N.Y., U.S.A.) de la région la plus linéaire des fils (Figure 3.1). En effet, une section de  $30,0 \pm 0,5$  mm de longueur a été extraite des parties postérieures droite et gauche du fil orthodontique. Les échantillons ont été mesurés à l'aide d'une jauge manuelle (Boley Gauge, Modèle no.: 17-000-02) de la compagnie GAC (Central Islip, N.Y., U.S.A.). Un nombre de dix (10) échantillons, pour chacun des cinq (5) groupes de fils, a servi aux tests de friction pour chacune des trois (3) forces normales (200,00, 300,00 et 500,00 grammes), pour un total de cent cinquante (150) échantillons.

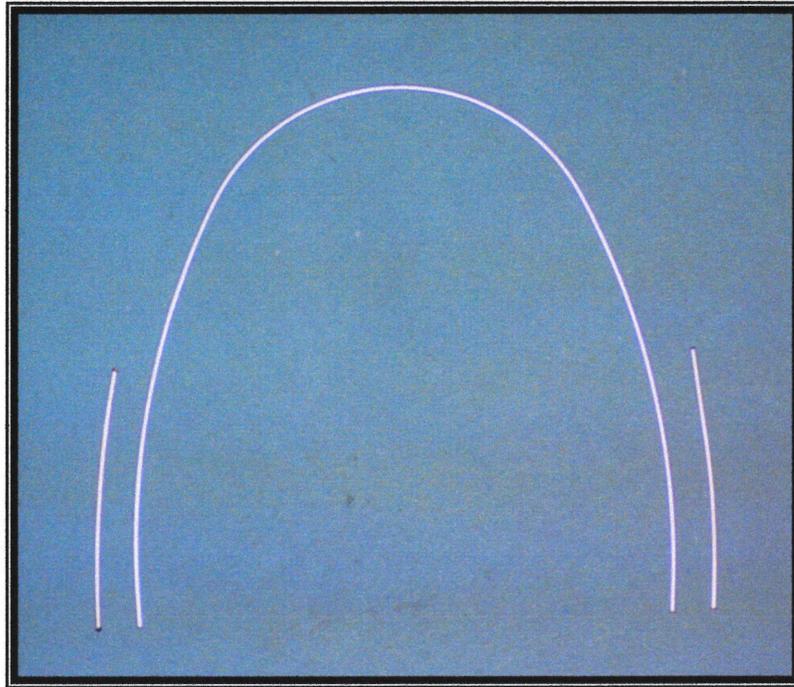


Figure 3.1 : Arc continu préformé montrant les régions utilisées pour la section des segments de 30,0 mm (photo prise avec l'accord du Dr. Papanastoulis).

### 3.1.2.2 Le Montage

Il a été déterminé que la mesure du coefficient de friction statique sera effectuée par rapport à deux surfaces (mini-cylindres) de référence en acier inoxydable de type AISI 316L. Pour ce faire, un montage a été réalisé en s'inspirant de l'étude in vitro de Burstone et Farzin-Nia (1995). Ce type de montage, qui ne contient pas de boîtiers, est reconnu

dans la littérature et permet d'évaluer la friction entre deux matériaux : (1) celui des cylindres (le même qu'on utilise pour la fabrication des boîtiers) et (2) celui des fils orthodontiques. De plus, ce montage permet d'appliquer des forces normales précises sur les fils (Figures 3.2 à 3.6).

Le montage procède comme suit : une extrémité du fil repose (face 0,025'' ) sur un mini-cylindre (diamètre de 5,0 mm) en acier inoxydable de type AISI 316L tandis que son autre extrémité est fixée par une vis dans un cylindre monté sur roulement à billes. La même pince, qui fut utilisée pour sortir les fils de leur emballage, nous a servi pour tenir les fils lors de leur fixation au montage. Une attention particulière a été prodiguée pour que la pince ne touche pas aux faces 0,025'' des fils. Ce cylindre de traction est relié au vérin par un câble de polymère (diamètre de 0,381 mm) qui transmet la force par l'intermédiaire d'une poulie. Au moment du test, une masse de 200,00 (1,96 N), 300,00 (2,94 N) ou 500,00 (4,91 N) grammes est déposée sur le plateau qui engendre la force normale sur le fil à l'aide d'un second mini-cylindre (diamètre de 3,0 mm) en acier inoxydable AISI 316L. Contrairement à Burstone et Farzin-Nia (1995), nous n'avons pas appliqué de forces normales excédant 500,00 grammes puisque Kusy et Whitley (1997) et Proffit (1999) ont affirmé qu'il est cliniquement rare de dépasser cette valeur de force (fil contre boîtier).

Afin de prévenir l'introduction d'un biais dû à l'utilisation répétée de la même surface de friction, le mini-cylindre de 5,0 mm était repositionné après chacune des quinze séries d'essais afin d'utiliser une surface

nouvelle. Cette procédure a été adoptée par mesure préventive seulement. En effet, Kusy et al. (1992) affirmèrent qu'un système d'essai pour des tests orthodontiques de friction, qui utilise une vitesse de déplacement ainsi que des forces normales relativement faibles, n'engendre pas d'usure aux surfaces impliquées par les tests.

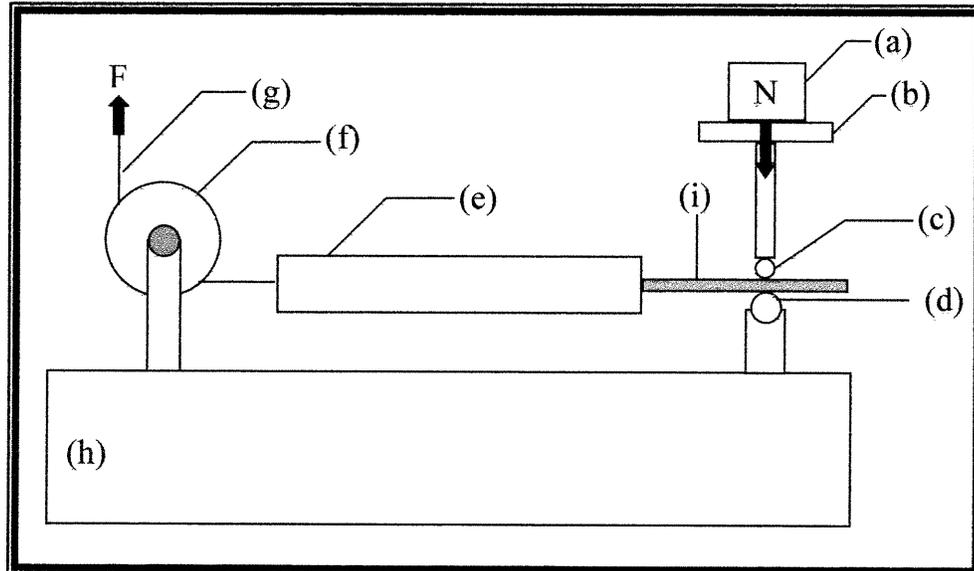


Figure 3.2 : Schéma simplifié du montage : (a) masse appliquée, (b) plateau, (c) mini-cylindre de 3,0 mm, (d) mini-cylindre de 5,0 mm, (e) cylindre de traction, (f) poulie, (g) câble de polymère, (h) base du montage, (i) fil orthodontique.

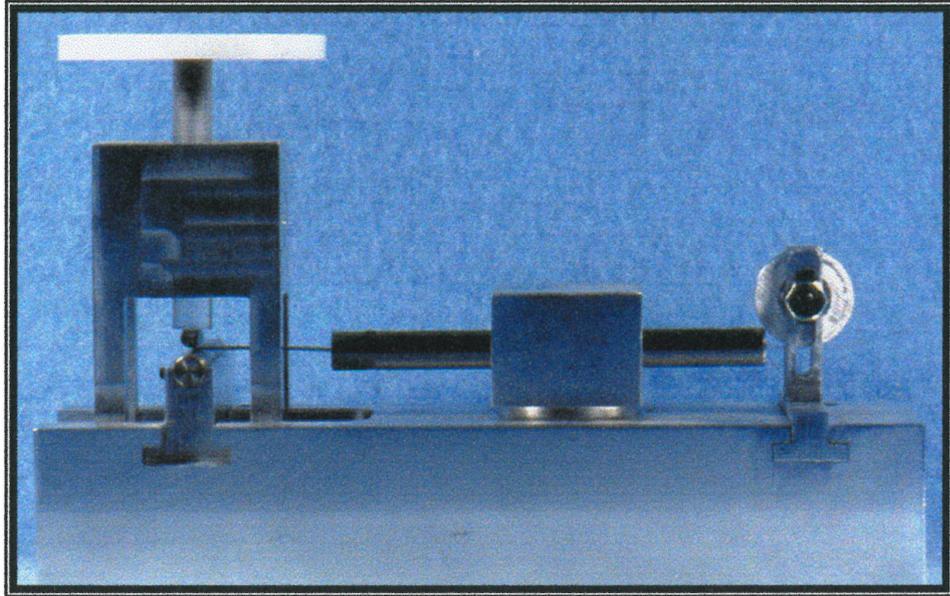


Figure 3.3 : Vue latérale du montage.

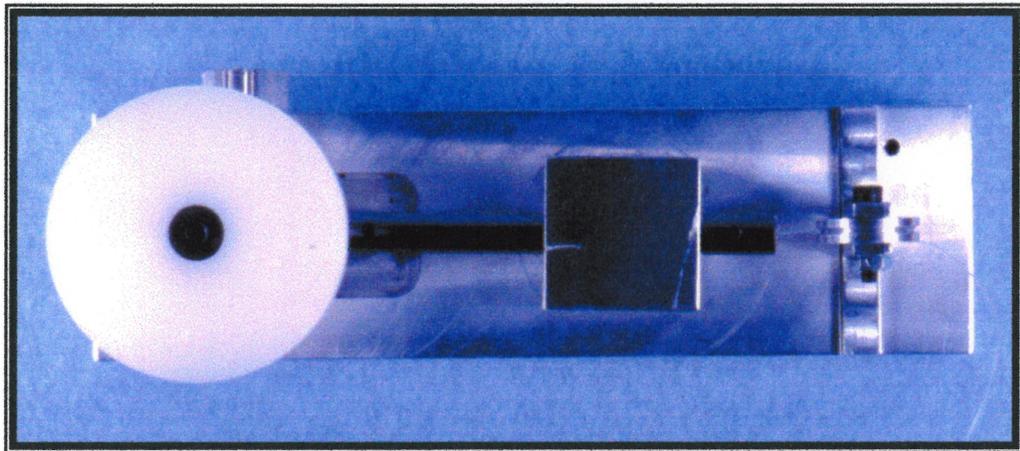


Figure 3.4 : Vue plongeante du montage.

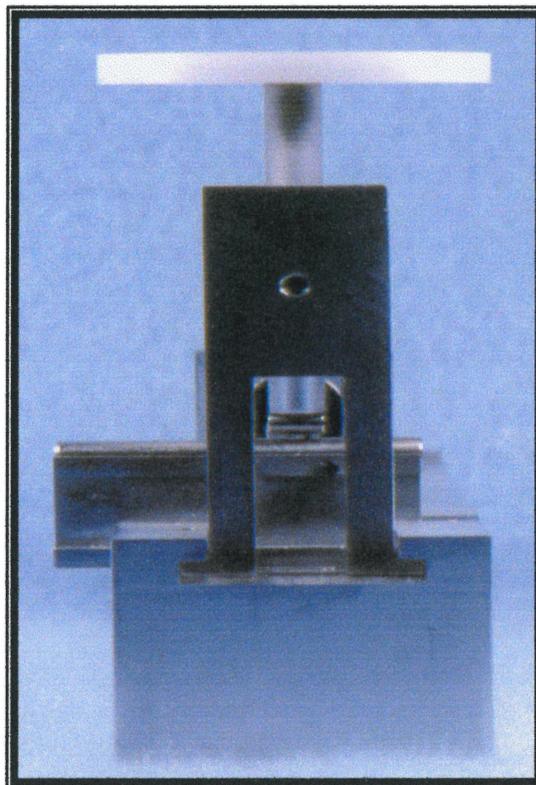


Figure 3.5 : Vue frontale du montage.

### 3.1.2.3 Le système d'essai

La force de traction est appliquée par l'intermédiaire d'un système d'essai MTS-858 BIONIX de la compagnie MTS (Minneapolis, MN., U.S.A.). Ce système est muni d'un vérin hydraulique qui permet d'appliquer une charge à vitesse constante et d'en mesurer la force

nécessaire (Figure 3.6). Les données de force et de déplacement ainsi générées sont recueillies par une carte d'acquisition de données DAS-16 de la compagnie Metrabyte (Tauton, MA., U.S.A.). Cette carte est pilotée par un ordinateur compatible IBM (Personal computer AT 386) muni d'un logiciel Labtech Notebook version 6.1.2 de la compagnie Labtech (Andover, MA., U.S.A.).

Ces données de force et de déplacement ont été sauvegardées pour être analysées hors-ligne avec le logiciel Excel version 7.0 de la compagnie Microsoft (Redmond, WA., U.S.A.).

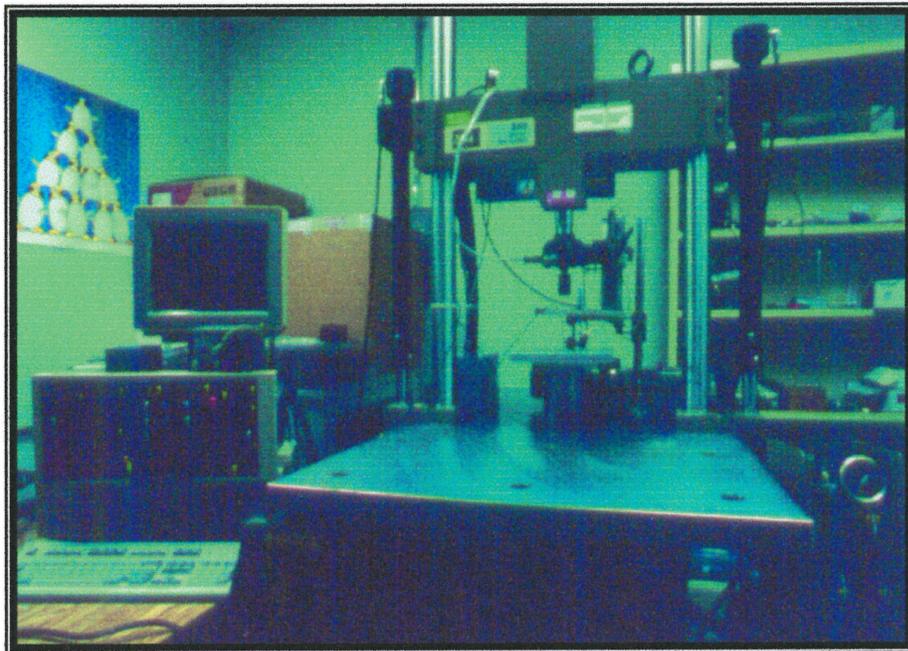


Figure 3.6 : Appareil MTS-858 BIONIX et l'ordinateur IBM 386 et sa console d'enregistrement.

#### 3.1.2.4 Exécution des tests

Les tests ont été réalisés à température et conditions atmosphériques ambiantes. Kusy et Whitley (1997) affirment qu'il est préférable et approprié d'exécuter les tests de friction dans ce type d'environnement puisque la littérature orthodontique est très controversée quant aux avantages de l'utilisation d'un milieu humide. En effet, on ne sait pas si l'effet de l'eau ou de la salive artificielle est adhésif ou lubrifiant.

La vitesse du vérin a été ajustée à 10 mm/min, ce qui se traduisait par un déplacement du fil à la même vitesse. On s'est inspiré des études de Kusy et al. (1992) et de Burstone et Farzin-Nia (1995) qui ont choisi cette vitesse de déplacement du fil.

L'opérateur devait, lors de l'exécution des tests, réduire au minimum les mouvements et les bruits inutiles dans la salle d'essai. On a procédé ainsi dans le but de réduire au minimum les vibrations ambiantes.

Chaque test a été poursuivi jusqu'au déplacement du fil de manière significative. Les données furent enregistrées pour une durée maximale de déplacement de 60 secondes et recueillies à une fréquence de 5 Hertz.

### 3.1.2.5 Le coefficient de friction statique

Comme Prosski et al. (1991), nous avons choisi de mesurer la force de friction statique plutôt que cinétique. Selon cette équipe de chercheurs, il est plus approprié d'évaluer la force de friction statique, puisque le mouvement dentaire orthodontique ne se fait pas à vitesse constante et de façon ininterrompue. Ainsi, on évalue la force nécessaire pour initier le déplacement du fil.

Une analyse préliminaire de la force de friction résiduelle, générée par le montage lui-même, a permis de déterminer que celle-ci s'élevait à 0,1 Newton. Cette force sera déduite de tous les résultats subséquents. À l'aide de la courbe « force-déplacement » établie pour chacun des essais, on peut déterminer la force de friction statique maximale qui correspond au premier pic d'importance (Figure 3.7). Par la suite, le coefficient de friction statique est calculé selon l'équation (2).

$$F_s = \mu_s \times N \quad (1)$$

$$\mu_s = F_s / N \quad (2)$$

#### **Légende des formules ci-dessus:**

$F_s$  : force de friction statique maximale en Newton.

$\mu_s$  : coefficient de friction statique.

$N$  : force normale en Newton.

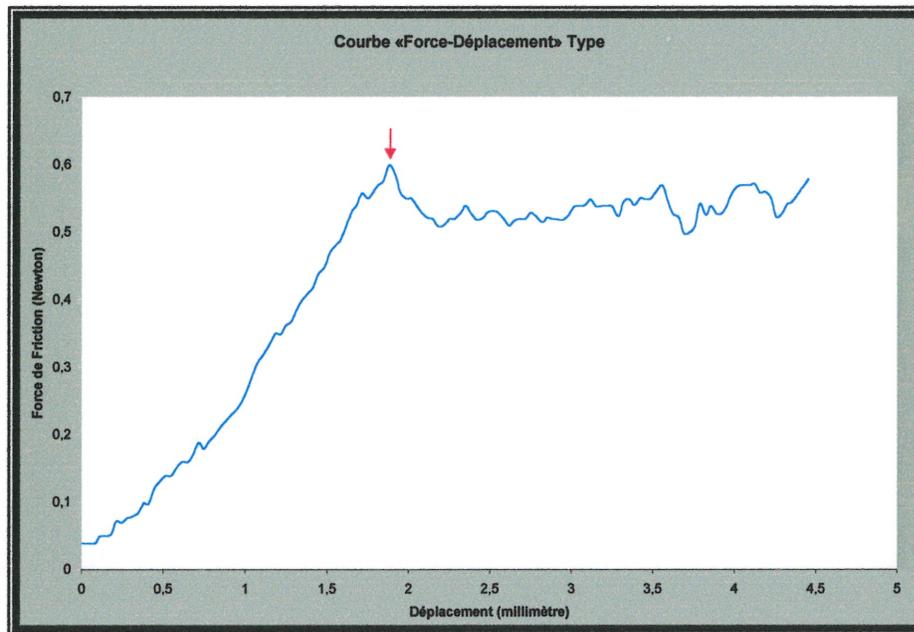


Figure 3.7 : Courbe force-déplacement type. La flèche indique le premier pic d'importance choisi.

### **3.1.3 La microscopie à force atomique (AFM)**

#### **3.1.3.1 Préparation des échantillons**

Les échantillons, à l'intérieur de chaque groupe, provenaient du même lot. Pour chaque groupe on a utilisé des fils du même lot que celui employé lors des tests de friction dans le but d'assurer la plus grande précision lors de l'évaluation d'une éventuelle corrélation statistique entre le coefficient de friction statique et la rugosité de surface des fils orthodontiques. Un nombre de dix échantillons, pour chacun des cinq (5) groupes de fils, a servi à l'analyse par AFM, pour un total de cinquante (50) échantillons. Pour chaque groupe de fils, deux régions choisies au hasard ont été observées par AFM pour les dix échantillons.

Une pince orthodontique en acier inoxydable (Straight Utility Plier, Modèle no.: OD-100-B), de la compagnie GAC (Central Islip, N.Y., U.S.A.) a été utilisée pour retirer les fils de leur emballage d'origine. Les précautions d'usage ont été prises pour éviter tout contact avec des contaminants, et en particulier avec la peau. Une inspection visuelle a permis d'exclure les fils comportant des imperfections macroscopiques. Les fils orthodontiques se présentent sous forme d'arcs. Les segments de fils utilisés pour les analyses par AFM proviennent de la partie médiane de la région la plus linéaire des fils qui a été sectionnée à l'aide d'une pince orthodontique (Distal End Cutter, Modèle no.: OD-308) de la compagnie GAC (Central Islip, N.Y., U.S.A.). Des segments de 10 mm ont d'abord été obtenus puis sectionnés en deux pour obtenir des

échantillons d'une longueur de  $5,0 \text{ mm} \pm 0,5$  pouvant accommoder la petite dimension du porte échantillon de l'AFM. Le segment de 10 mm correspondait au tiers médian du segment de 30 mm utilisé pour les tests de friction. Les échantillons ont été mesurés avec la même jauge utilisée pour les tests de friction.

Les échantillons ont été fixés par groupe de trois sur le porte-échantillon de l'AFM au moyen d'un ruban collant double-face. Les échantillons étaient placés sur leur côté le plus large exposant ainsi la face parallèle d'une largeur de 0,025 pouces (Figure 3.8).

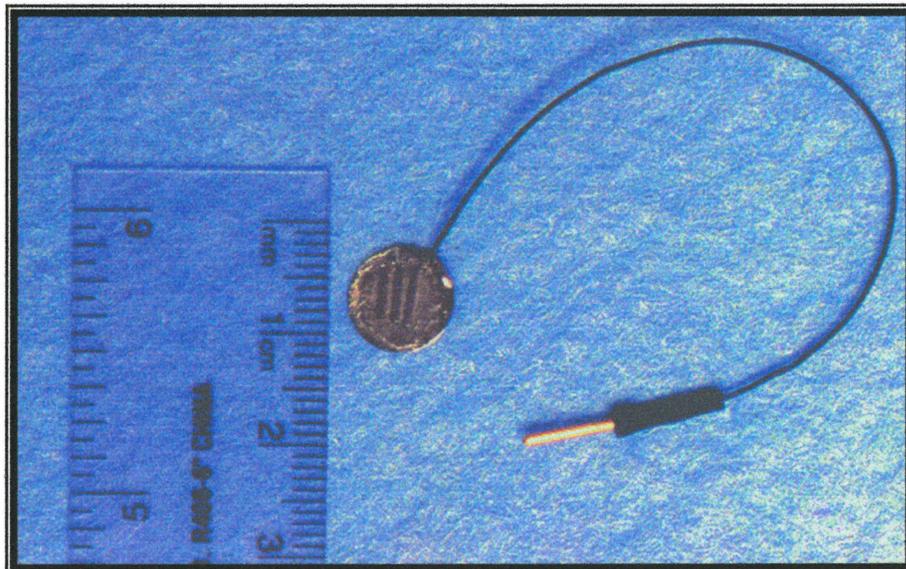


Figure 3.8 : Porte-échantillon du microscope à force atomique.

### 3.1.3.2 Conditions d'imagerie

L'étude de Bourauel et al. (1998) est la seule à utiliser la microscopie à force atomique pour évaluer la rugosité de fils orthodontiques rectangulaires sur une surface de  $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ . Aucune étude n'a rapporté les résultats de travaux portant sur l'effet de la modification de la surface du matériau par implantation ionique d'azote sur la rugosité des fils orthodontiques. Dans la présente étude, nous avons choisi de faire l'analyse AFM sur une surface de  $7\ \mu\text{m} \times 7\ \mu\text{m}$  qui donne accès à une résolution plus fine de la surface des échantillons. Cette procédure permet de mieux représenter l'effet de l'implantation ionique d'azote sur la rugosité des surfaces et d'évaluer la relation entre cette dernière et les résultats des tests de friction.

La morphologie de la surface des fils, en fonction du matériau et du traitement de surface subi, a été évaluée par microscopie à force atomique. Les mesures ont été effectuées par madame Suzie Poulin du Laboratoire d'Analyse des Surfaces du Groupe de Recherche sur la Science et les Technologies des Couches Minces du Département de Génie Physique de l'École Polytechnique de Montréal et du Département de Physique de l'Université de Montréal.

Les mesures ont été faites en mode contact, à température et conditions atmosphériques ambiantes, au moyen d'un appareil Topometrix TMX 2010 de la compagnie Topometrix (Santa Clara, CA., U.S.A.) asservi par le logiciel Topometrix SPMLAB V 3.06.06 (Figure 3.9).



Figure 3.9 : Microscope à force atomique Topometrix TMX 2010.

Une pointe pyramidale de nitrure de silicium ayant  $4\ \mu\text{m}$  de base et  $4\ \mu\text{m}$  de hauteur et un rayon de courbure inférieur à  $50\ \text{nm}$  a été utilisée. Elle est montée sur un porte-à-faux de nitrure de silicium. La force appliquée par la pointe sur l'échantillon a été fixée à  $1,00\ \text{nN}$ . La vitesse de balayage de la pointe était de  $28\ \mu\text{m/s}$ . Les images ont été acquises à une résolution de  $300 \times 300$  pixels pour une surface explorée de  $7\ \mu\text{m} \times 7\ \mu\text{m}$ .

Les images topographiques ont été planarisées en utilisant une fonction de deuxième ordre ( $Z = Ax^2 + Bx + C$ ) appliquée de haut en bas dans le

sens des x et d'un côté à l'autre dans le sens des y. La rugosité des surfaces a été caractérisée sur la base des paramètres suivants :

- i. La "plage de hauteur ( $Z_{max}$ )" est la distance dans le sens des z entre le plus haut pic et la vallée la plus profonde.
- ii. La "hauteur moyenne ( $Z_{moy}$ )" est une moyenne arithmétique définie par la somme des valeurs de hauteur ( $Z_i$ ) de l'image divisée par le nombre de points ( $N$ ) :

$$\bar{Z} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Z_i$$

- iii. La "rugosité moyenne", ( $R_a$ ) est la moyenne arithmétique des déviations en hauteur de la valeur moyenne ( $\bar{Z}$ ) de l'image :

$$R_a = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |Z_i - \bar{Z}|$$

- iv. La "rugosité pondérée", (RMS) est définie comme étant la racine carrée de la moyenne des carrés de distance entre les points et la hauteur moyenne de l'image:

$$R_{ms} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \langle Z_i - \bar{Z} \rangle^2}$$

Il est à noter que Kusy et Whitley (1990), Prosocki et al. (1991) ainsi que Bourauel et al. (1998) n'ont utilisé que la rugosité pondérée (RMS) comme fonction d'évaluation quantitative de la rugosité de surface. Par

contre, nous avons choisi d'utiliser les quatre paramètres décrits ci-dessus.

CHAPITRE 4  
**RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX**

## 4. RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX

### 4.1 Traitement des résultats

#### 4.1.1 *Les tests de friction*

À l'aide du système d'acquisition des données, les résultats ont été compilés et classés de façon sommaire. Ensuite, en utilisant le logiciel Microsoft Excel, les résultats de chaque groupe de fils furent introduits et les moyennes, les écarts types et les coefficients de variation calculés. Les résultats obtenus sont présentés sous forme de tableaux (section 4.2.1). De plus, des histogrammes ont été dressés et une analyse statistique fut élaborée (chapitre 5 : Description des résultats).

L'interprétation des courbes « force-déplacement », pour obtenir la force de friction statique maximale, a été réalisée par trois examinateurs. Les examinateurs sont Monsieur Francis Boudreault (Groupe de Recherche en Biomécanique et Biomatériaux, École Polytechnique de Montréal), Monsieur Thuy Khanh Nguyen (Groupe de Recherche en Biomécanique et Biomatériaux, École Polytechnique de Montréal) et Monsieur Hicham El-Khatib (Section d'Orthodontie, Faculté de Médecine Dentaire, Université de Montréal). Des courbes « force-déplacement » types de chaque groupe de fils, pour chacune des trois forces normales, sont présentées à la fin de la section 4.2.1.

#### ***4.1.2 Analyses par microscopie à force atomique (AFM)***

De la même façon que pour les tests de friction, les résultats ont été compilés et classés de façon sommaire. Sachant que deux images ont été prises sur chaque échantillon de fil, on a calculé la moyenne des valeurs des résultats obtenus pour les quatre paramètres de caractérisation de la rugosité de surface, et ce pour chacun des échantillons. Ensuite, en utilisant le logiciel Microsoft Excel, les résultats de chaque groupe de fils furent enregistrés, et les moyennes, les écarts types et les coefficients de variation ont été calculés. Les résultats obtenus sont présentés sous forme de tableaux (section 4.2.2). De plus, des histogrammes ont été dressés et une analyse statistique élaborée (chapitre 5 : Description des résultats).

À l'aide des images à trois dimensions, nous avons évalué quatre (4) paramètres de caractérisation de la rugosité de surface : **(1)** la rugosité moyenne ( $R_a$ ), **(2)** la rugosité pondérée (RMS), **(3)** la hauteur moyenne ( $Z_{moy}$ ) et **(4)** la plage de hauteur ( $Z_{max}$ ). Des images types à deux et trois dimensions pour chacun des cinq groupes de fils sont présentées à la fin de la section 4.2.2.

## 4.2 Présentation des résultats

### 4.2.1 Les tests de friction

Le tableau II présente les moyennes calculées, pour chaque groupe de fils, pour chacune des trois (3) forces normales. De plus, le coefficient de friction statique moyen  $\mu$  est mentionné à titre indicatif. Les tableaux III à VI présentent les résultats détaillés du tableau II en y ajoutant les valeurs des coefficients de variation (Écart Type %) et les valeurs minimales et maximales (Min ; Max) des coefficients de friction statiques. Cette présentation des résultats a été choisie pour éviter la surcharge des tableaux.

<b>COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE À DIFFÉRENTES FORCES NORMALES</b>				
<b>MOYENNE ± ÉCART TYPE</b>				
<b>FILS</b>	<b>N = 200,00g (1,96N)</b>	<b>N = 300,00g (2,94N)</b>	<b>N = 500,00g (4,91N)</b>	<b><math>\mu</math> Moyen</b>
Acier Inoxydable	0,276 ± 0,020	0,263 ± 0,027	0,278 ± 0,031	0,272 ± 0,026
BioForce Sentalloy	0,421 ± 0,049	0,365 ± 0,049	0,362 ± 0,024	0,383 ± 0,049
BioForce Sentalloy IONGUARD	0,290 ± 0,036	0,322 ± 0,024	0,299 ± 0,023	0,304 ± 0,031
TMA	0,519 ± 0,025	0,516 ± 0,051	0,565 ± 0,033	0,533 ± 0,043
TMA Low Friction	0,471 ± 0,070	0,450 ± 0,056	0,469 ± 0,046	0,463 ± 0,057

Tablau II : Coefficient de friction statique pour les cinq types de fils.

<b>COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE POUR UNE FORCE NORMALE DE 200,00g (1,96N)</b>			
<b>FILS</b>	<b>Moyenne ± Écart Type</b>	<b>Écart Type % (Coeff. De Var.)</b>	<b>(Min ; Max)</b>
Acier Inoxydable	0,276 ± 0,020	7,25%	(0,249 ; 0,305)
BioForce Sentalloy	0,421 ± 0,049	11,64%	(0,331 ; 0,489)
BioForce Sentalloy IONGUARD	0,290 ± 0,036	12,41%	(0,254 ; 0,377)
TMA	0,519 ± 0,025	4,82%	(0,474 ; 0,550)
TMA Low Friction	0,471 ± 0,070	14,86%	(0,372 ; 0,571)

Tableau III : Coefficient de friction statique pour une force normale de 200,00g .

<b>COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE POUR UNE FORCE NORMALE DE 300,00g (2,94 N)</b>			
<b>FILS</b>	<b>Moyenne ± Écart Type</b>	<b>Écart Type % (Coeff. De Var.)</b>	<b>(Min ; Max)</b>
Acier Inoxydable	0,263 ± 0,027	10,27%	(0,218 ; 0,307)
BioForce Sentalloy	0,365 ± 0,049	13,42%	(0,289 ; 0,442)
BioForce Sentalloy IONGUARD	0,322 ± 0,024	7,45%	(0,286 ; 0,360)
TMA	0,516 ± 0,051	9,88%	(0,461 ; 0,608)
TMA Low Friction	0,450 ± 0,056	12,44%	(0,339 ; 0,516)

Tableau IV : Coefficient de friction statique pour une force de 300,00g.

<b>COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE POUR UNE FORCE NORMALE DE 500,00g (4,91N)</b>			
<b>FILS</b>	<b>Moyenne ± Écart Type</b>	<b>Écart Type % (Coeff. De Var.)</b>	<b>(Min ; Max)</b>
Acier Inoxydable	0,278 ± 0,031	11,15%	(0,234 ; 0,338)
BioForce Sentalloy	0,362 ± 0,024	6,63%	(0,316 ; 0,387)
BioForce Sentalloy IONGUARD	0,299 ± 0,023	7,69%	(0,271 ; 0,339)
TMA	0,565 ± 0,033	5,84%	(0,502 ; 0,609)
TMA Low Friction	0,469 ± 0,046	9,81%	(0,406 ; 0,549)

Tableau V : Coefficient de friction statique pour une force normale de 500,00g.

<b>COEFFICIENT DE FRICTION STATIQUE MOYEN <math>\mu</math> MOYEN</b>			
<b>FILS</b>	<b>Moyenne ± Écart Type</b>	<b>Écart Type % (Coeff. De Var.)</b>	<b>(Min ; Max)</b>
Acier Inoxydable	0,272 ± 0,026	9,56%	(0,218 ; 0,338)
BioForce Sentalloy	0,383 ± 0,049	12,79%	(0,289 ; 0,489)
BioForce Sentalloy IONGUARD	0,304 ± 0,031	10,20%	(0,254 ; 0,377)
TMA	0,533 ± 0,043	8,07%	(0,461 ; 0,609)
TMA Low Friction	0,463 ± 0,057	12,31%	(0,339 ; 0,571)

Tableau VI : Coefficient de friction statique moyen.

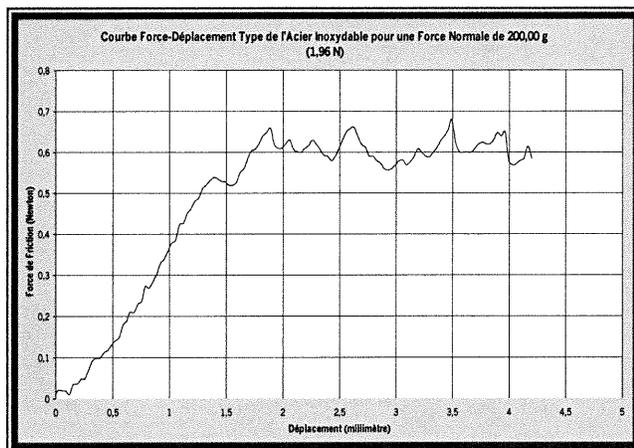


Figure 4.1 : Courbe force-déplacement type de l'acier inoxydable pour une force normale de 200,00 g (1,96 N).

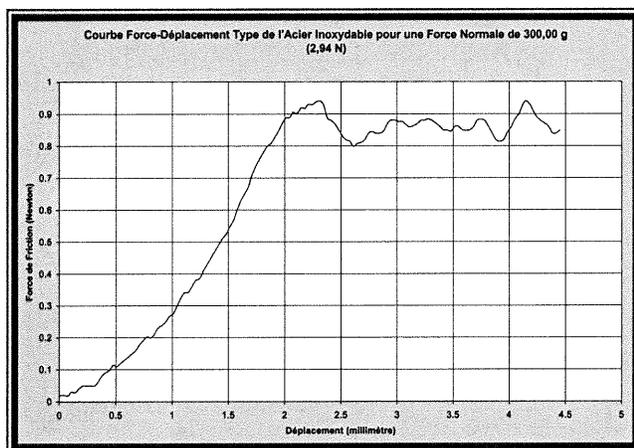


Figure 4.2 : Courbe force-déplacement type de l'acier inoxydable pour une force normale de 300,00 g (2,94 N).

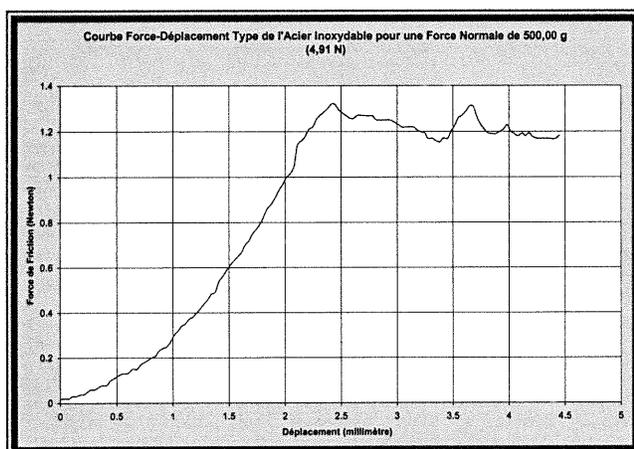


Figure 4.3 : Courbe force-déplacement type de l'acier inoxydable pour une force normale de 500,00 g (4,91 N).

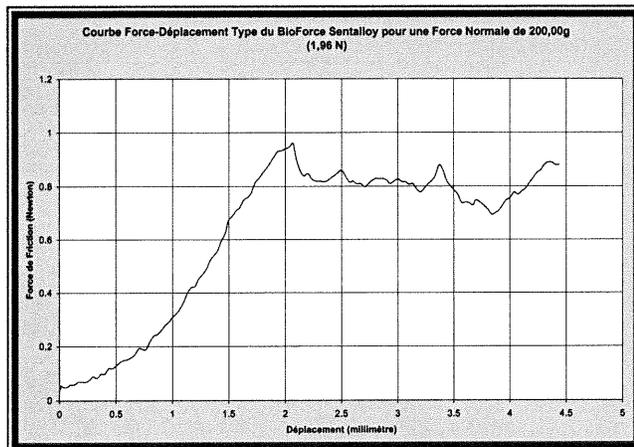


Figure 4.4 : Courbe force-déplacement type du BioForce Sentalloy pour une force normale de 200,00 g (1,96 N).



Figure 4.5 : Courbe force-déplacement type du BioForce Sentalloy pour une force normale de 300,00 g (2,94 N).



Figure 4.6 : Courbe force-déplacement type du BioForce Sentalloy pour une force normale de 500,00 g (4,91 N).

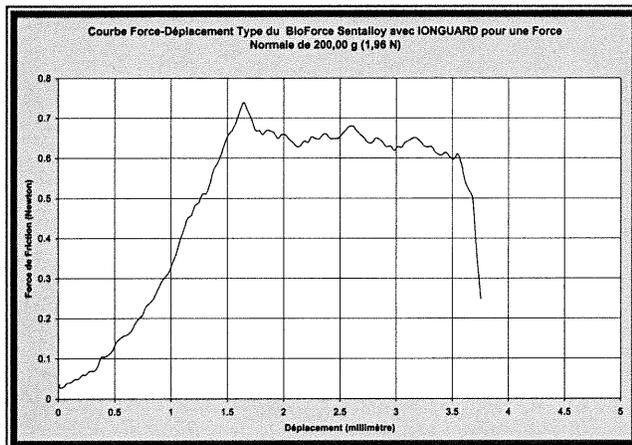


Figure 4.7 : Courbe force-déplacement type du BioForce Sentalloy avec IONGUARD pour une force normale de 200,00 g (1,96 N).

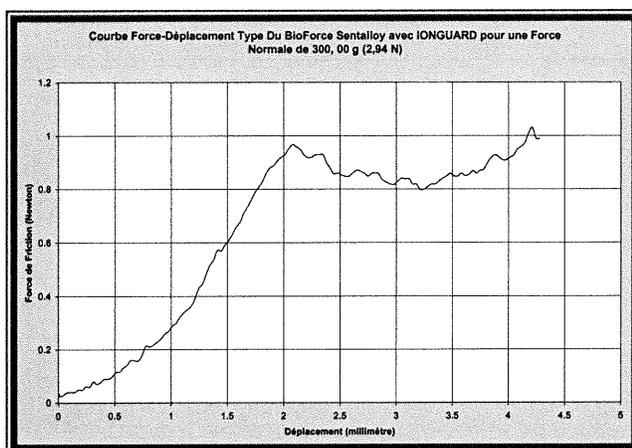


Figure 4.8 : Courbe force-déplacement type du BioForce Sentalloy avec IONGUARD pour une force normale de 300,00 g (2,94 N).

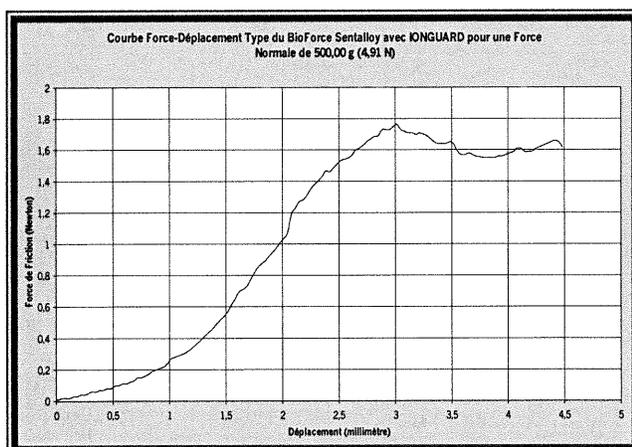


Figure 4.9 : Courbe force-déplacement type du BioForce Sentalloy avec IONGUARD pour une force normale de 500,00 g (4,91 N).

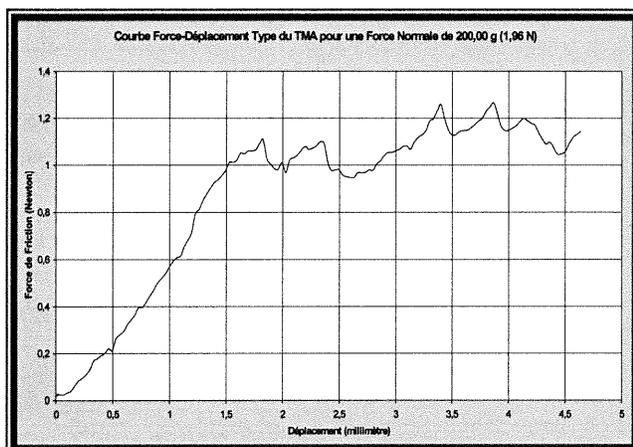


Figure 4.10 : Courbe force-déplacement type du TMA pour une force normale de 200,00 g (1,96 N).

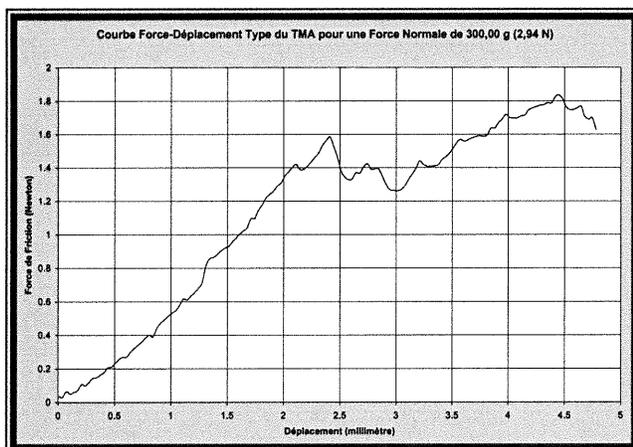


Figure 4.11 : Courbe force-déplacement type du TMA pour une force normale de 300,00 g (2,94 N).

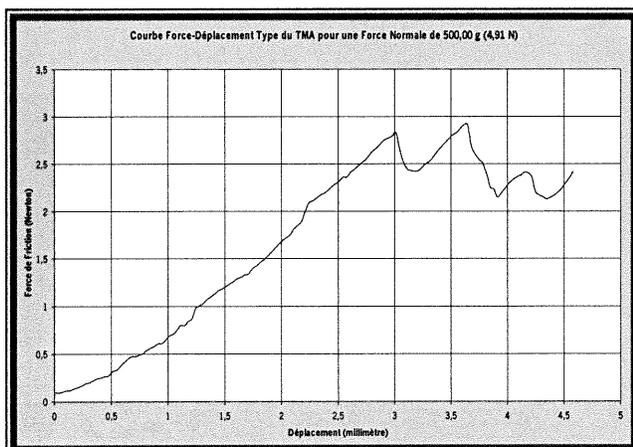


Figure 4.12 : Courbe force-déplacement type du TMA pour une force normale de 500,00 g (4,91 N).

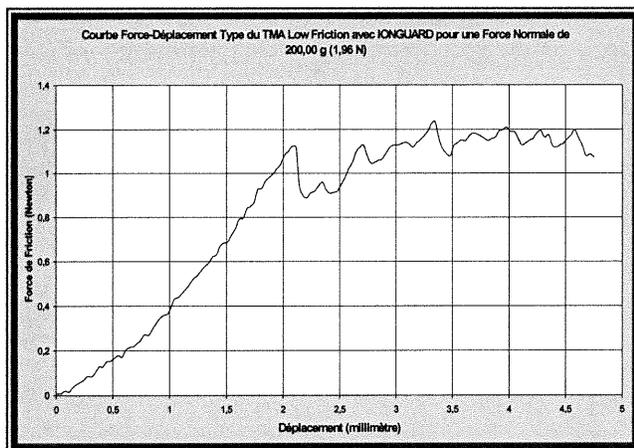


Figure 4.13 : Courbe force-déplacement type du TMA Low Friction avec IONGUARD pour une force normale de 200,00 g (1,96 N).

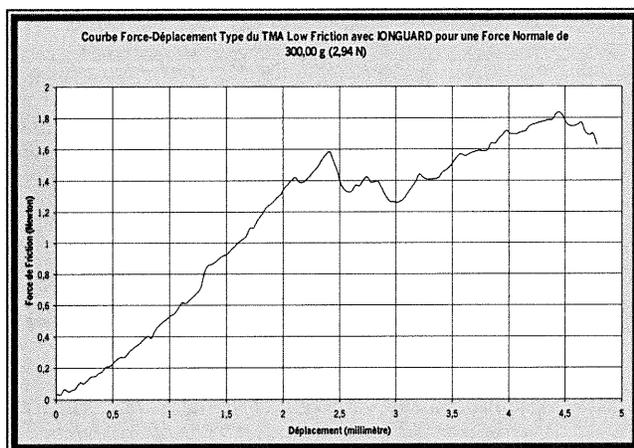


Figure 4.14 : Courbe force-déplacement du TMA Low Friction avec IONGUARD pour une force normale de 300,00 g (2,94 N).

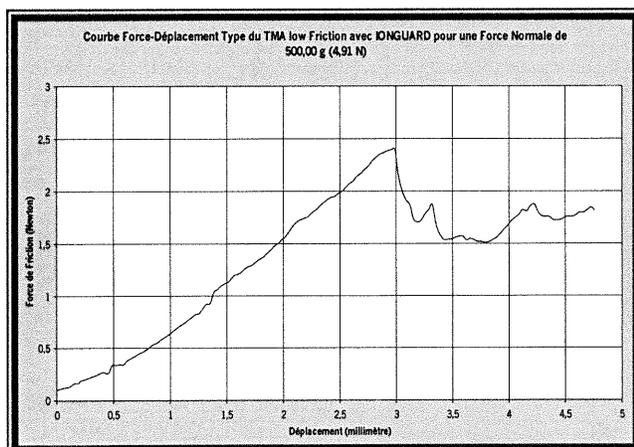


Figure 4.15 : Courbe force-déplacement du TMA Low Friction avec IONGUARD pour une force normale de 500,00 g (4,91 N).

#### 4.2.2 Analyses par microscopie à force atomique (AFM)

Le tableau VII présente les moyennes calculées, pour chaque groupe de fils, pour chacun des quatre paramètres de caractérisation de la rugosité de surface. Les tableaux VIII à XI présentent les résultats du tableau VII avec les valeurs des coefficients de variation (Écart Type %) et les valeurs minimales et maximales (Min ; Max). Cette présentation des résultats a été choisie pour éviter la surcharge des tableaux.

PARAMÈTRES DE CARACTÉRISATION DE LA RUGOSITÉ DE SURFACE (en nm) MOYENNE ± ÉCART TYPE				
FILS	Ra	RMS	Zmoy	Zmax
Acier Inoxydable	11,031 ± 5,334	15,547 ± 6,868	77,375 ± 37,037	154,161 ± 73,051
BioForce Sentalloy	21,710 ± 4,900	28,920 ± 6,548	142,357 ± 42,779	292,886 ± 63,087
BioForce Sentalloy IONGUARD	19,479 ± 4,825	26,444 ± 7,204	149,409 ± 54,796	285,289 ± 101,089
TMA	17,963 ± 6,785	24,042 ± 9,797	111,209 ± 59,511	238,697 ± 121,024
TMA Low Friction	29,958 ± 9,631	40,414 ± 11,959	194,837 ± 51,499	369,825 ± 89,037

Tableau VII : Paramètres de caractérisation de la rugosité de surface (en nm) pour les cinq types de fils.

<b>LA RUGOSITÉ MOYENNE « Ra » (en nm)</b>			
<b>FILS</b>	<b>Moyenne ± Écart Type</b>	<b>Écart Type % (Coeff. De Var.)</b>	<b>(Min ; Max)</b>
Acier Inoxydable	11,031 ± 5,334	48,35%	(5,571 ; 23,124)
BioForce Sentalloy	21,710 ± 4,900	22,57%	(16,287 ; 30,088)
BioForce Sentalloy IONGUARD	19,479 ± 4,825	24,77%	(14,846 ; 27,033)
TMA	17,963 ± 6,785	37,77%	(7,825 ; 28,584)
TMA Low Friction	29,958 ± 9,631	32,15%	(19,479 ; 51,559)

Tableau VIII : La rugosité moyenne « Ra » (en nm) pour les cinq types de fils.

<b>LA RUGOSITÉ PONDÉRÉE « RMS » (en nm)</b>			
<b>FILS</b>	<b>Moyenne ± Écart Type</b>	<b>Écart Type % (Coeff. De Var.)</b>	<b>(Min ; Max)</b>
Acier Inoxydable	15,547 ± 6,868	43,01%	(8,202 ; 31,341)
BioForce Sentalloy	28,920 ± 6,548	22,64%	(21,018 ; 40,035)
BioForce Sentalloy IONGUARD	26,444 ± 7,204	27,24%	(18,894 ; 37,375)
TMA	24,042 ± 9,797	40,75%	(10,252 ; 39,231)
TMA Low Friction	40,414 ± 11,959	29,59%	(26,373 ; 65,846)

Tableau IX : La rugosité pondérée « RMS » (en nm) pour les cinq types de fils.

<b>LA HAUTEUR MOYENNE « Zmoy » (en nm)</b>			
<b>FILS</b>	<b>Moyenne ± Écart Type</b>	<b>Écart Type % (Coeff. De Var.)</b>	<b>(Min ; Max)</b>
Acier Inoxydable	77,375 ± 37,037	47,87%	(34,026 ; 163,732)
BioForce Sentalloy	142,357 ± 42,779	30,05%	(105,442 ; 223,757)
BioForce Sentalloy IONGUARD	149,409 ± 54,796	36,68%	(68,210 ; 259,986)
TMA	111,209 ± 59,511	53,51%	(42,270 ; 210,201)
TMA Low Friction	194,837 ± 51,499	26,43%	(140,947 ; 288,472)

Tableau X : La hauteur moyenne « Zmoy » (en nm) pour les cinq types de fils.

<b>LA PLAGE DE HAUTEUR « Zmax » (en nm)</b>			
<b>FILS</b>	<b>Moyenne ± Écart Type</b>	<b>Écart Type % (Coeff. De Var.)</b>	<b>(Min ; Max)</b>
Acier Inoxydable	154,161 ± 72,051	47,39%	(68,771 ; 332,355)
BioForce Sentalloy	292,886 ± 63,087	21,54%	(204,945 ; 379,924)
BioForce Sentalloy IONGUARD	285,289 ± 101,089	35,43%	(142,253 ; 490,414)
TMA	238,697 ± 121,024	50,70%	(100,003 ; 448,974)
TMA Low Friction	369,825 ± 89,037	24,08%	(254,085 ; 492,693)

Tableau XI : La plage de hauteur « Zmax » (en nm) pour les cinq types de fils.

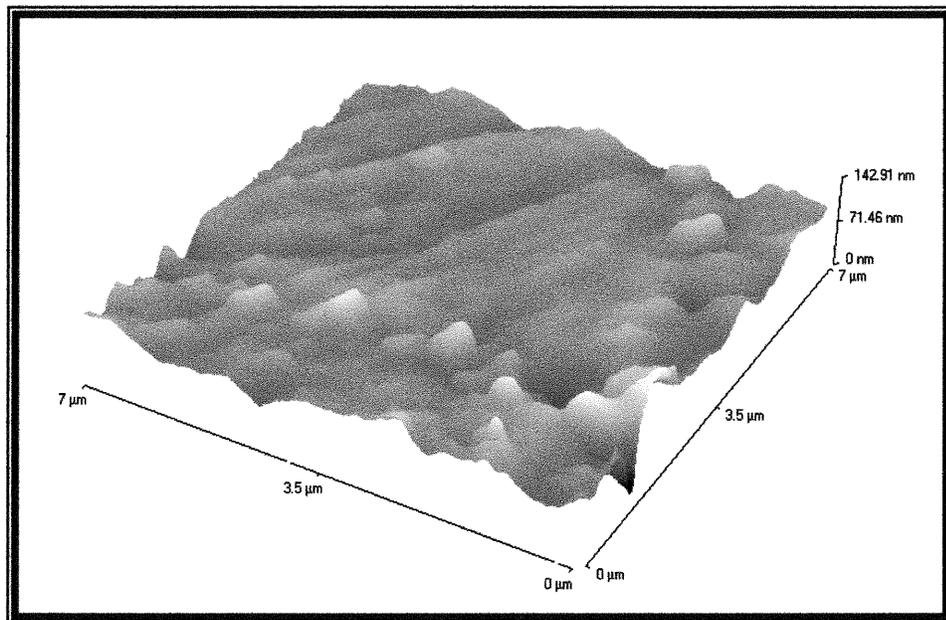


Figure 4.16 : Image type en vue tridimensionnelle par AFM de l'Acier Inoxydable.

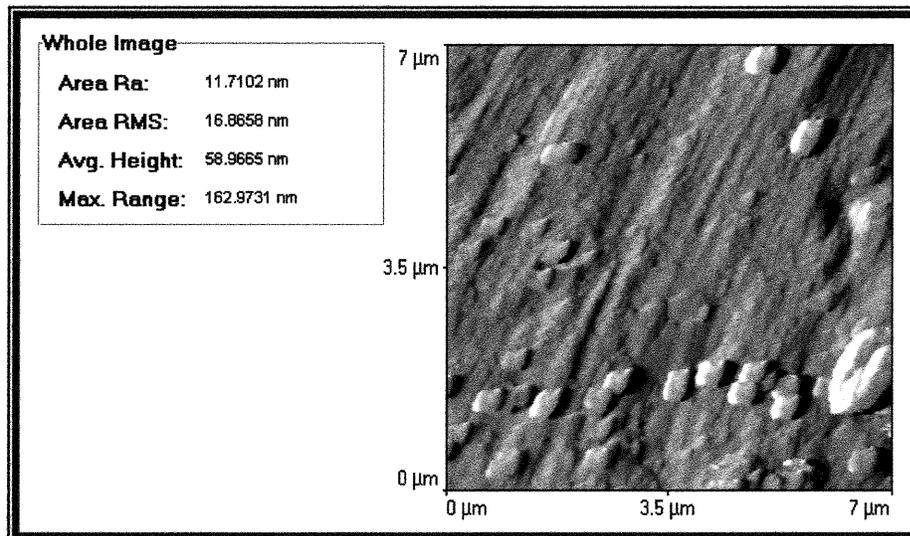


Figure 4.17 : Image en vue planaire (bidimensionnelle) correspondant à la figure 4.16.

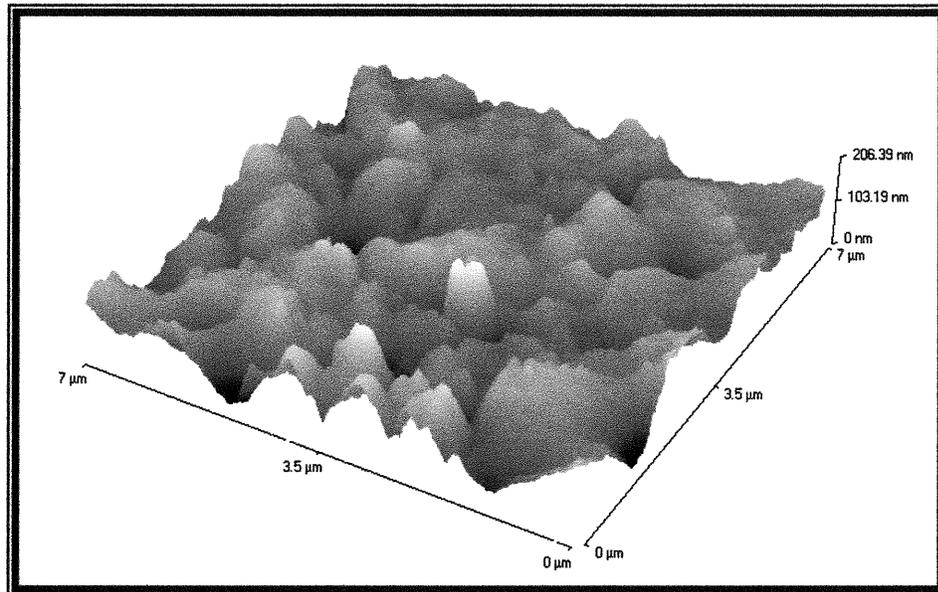


Figure 4.18 : Image type en vue tridimensionnelle par AFM du BioForce Sentalloy.

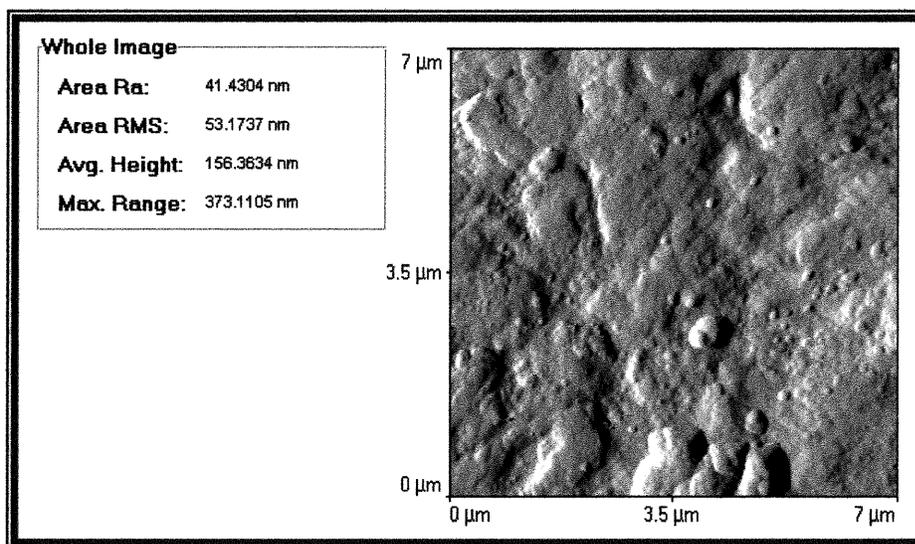


Figure 4.19 : Image en vue planaire (bidimensionnelle) correspondant à la figure 4.18.

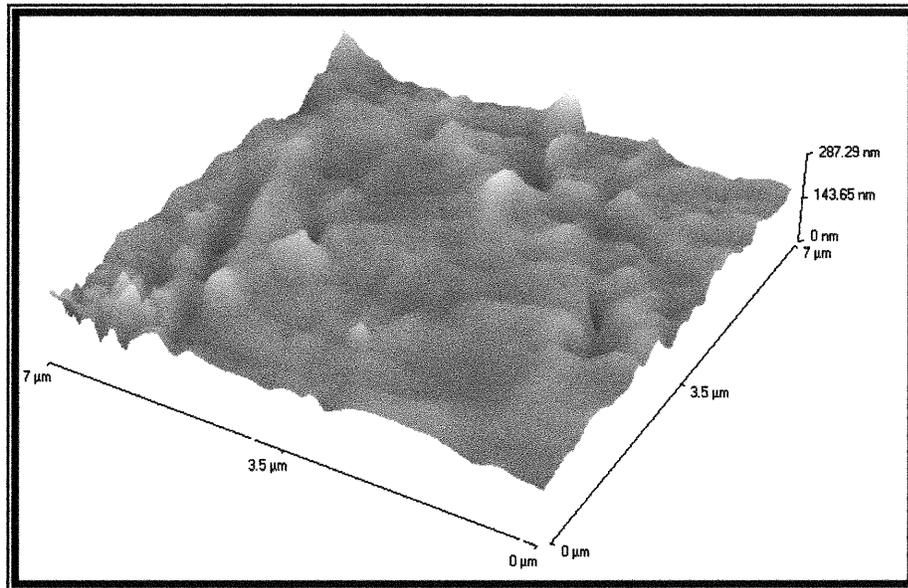


Figure 4.20 : Image type en vue tridimensionnelle par AFM du BioForce Sentalloy avec IONGUARD.

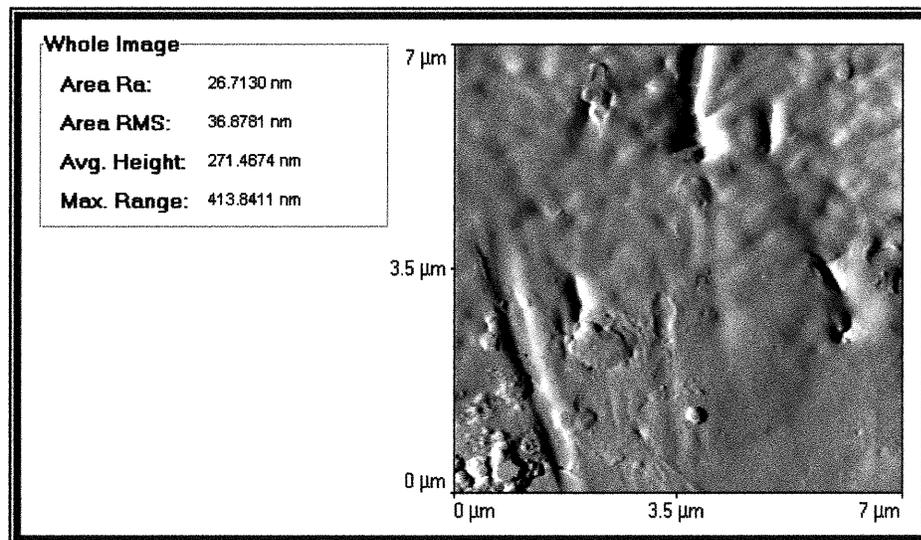


Figure 4.21 : Image en vue planaire (bidimensionnelle) correspondant à la figure 4.20.

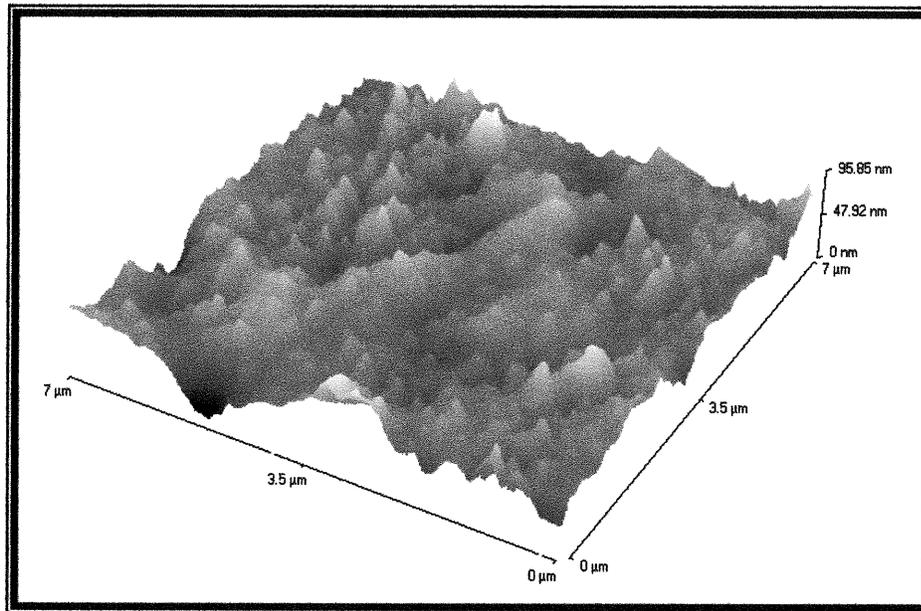


Figure 4.22 : Image type en vue tridimensionnelle par AFM du TMA.

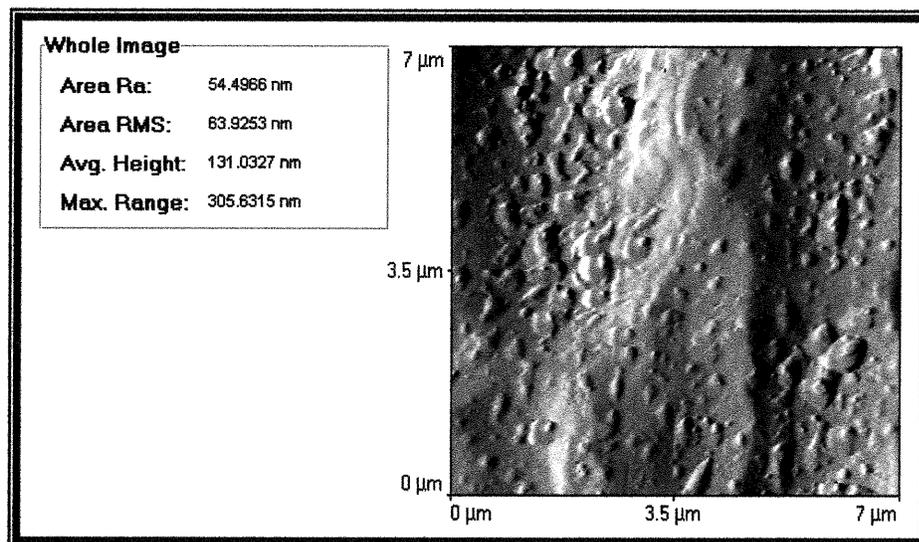


Figure 4.23 : Image en vue planaire (bidimensionnelle) correspondant à la figure 4.22

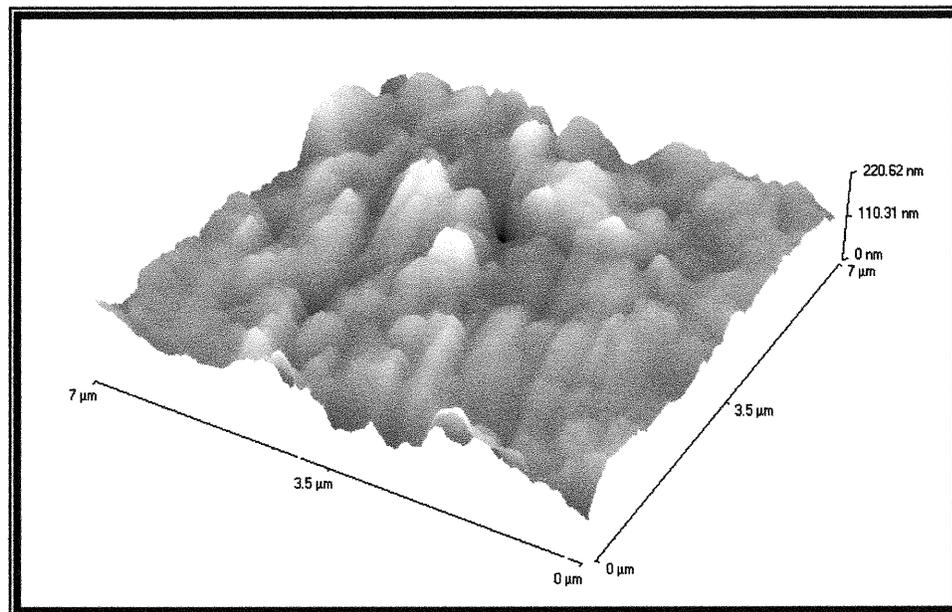


Figure 4.24 : Image type en vue tridimensionnelle par AFM du TMA Low Friction avec IONGUARD.

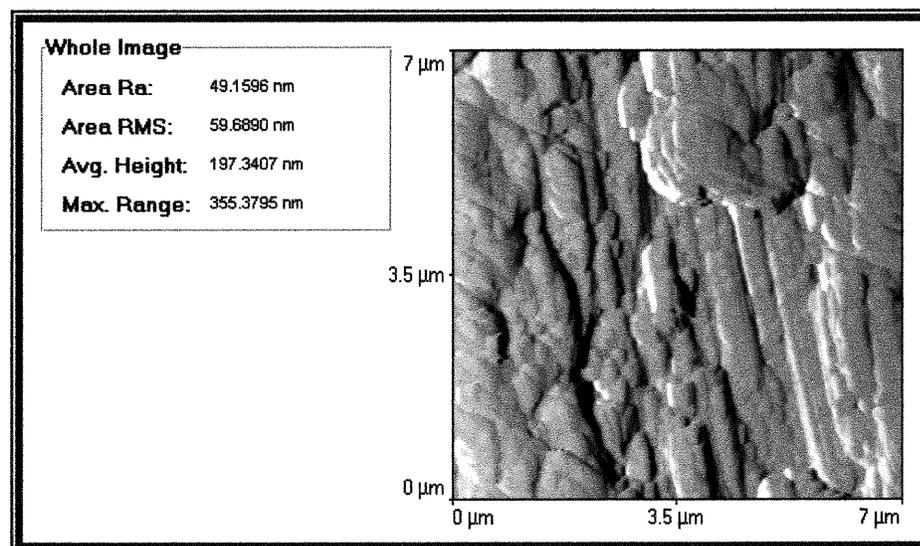


Figure 4.25 : Image en vue planaire (bidimensionnelle) correspondant à la figure 4.24.

CHAPITRE 5  
**DESCRIPTION DES RÉSULTATS**

## **5. DESCRIPTION DES RÉSULTATS**

Notre protocole a été révisé à maintes reprises avant d'aboutir à sa version finale. Ces multiples révisions et rectifications avaient pour but d'élaborer un protocole rigoureux qui réduit au minimum les sources d'erreurs lors des manipulations, de la collection des données et des résultats et de l'analyse de ces résultats.

Les tests de friction et les analyses par AFM ont été exécutés par des ingénieurs expérimentés et compétents dans leurs domaines respectifs ce qui nous garantissait une précision et une constance relatives des résultats.

En somme, il est important de ne pas oublier que dans toute expérience il est possible d'introduire des erreurs à chaque étape. On s'attardera sur les erreurs lors des manipulations, de la collection des données et des résultats et de l'analyse des résultats.

### **5.1 Les manipulations**

#### ***5.1.1 Les tests de friction***

Il est possible que les surfaces 0,025'' de certains fils aient touché la peau de l'opérateur ou la pince orthodontique qui a servi à tenir les fil lors de leur fixation au montage. Respectivement, une contamination ou

une rayure de la surface des fils pouvaient en découler. Ensuite, le fait d'ajuster le zéro des appareils de mesure entraîne, inévitablement, une certaine forme d'imprécision.

### ***5.1.2 Les analyses par microscopie à force atomique (AFM)***

Là aussi, la manipulation des fils exigeait une attention particulière de la part de l'opérateur. En effet, une contamination ou une usure de la surface des fils, dans les régions caractérisées, pourrait montrer certains artefacts sur les images obtenues. On fausserait ainsi les résultats des paramètres d'évaluation de la rugosité de surface. De plus, le silence est de mise dans la salle du microscope à force atomique. En effet, les vibrations dues aux bruits et aux mouvements peuvent engendrer certains petits mouvements indésirables de la pointe de l'AFM, entraînant des artefacts.

## **5.2 La collection des données et des résultats expérimentaux**

Il est important de mentionner les sources d'erreurs car ils peuvent être responsables des différences notées entre les échantillons.

### ***5.2.1 Les tests de friction***

Premièrement, le choix du premier pic d'importance sur la courbe « force-déplacement » peut donc être considéré comme une source d'erreur. En effet, les opérateurs se sont fiés à leur expérience, à

leur jugement et à leurs connaissances pour sélectionner ce pic. Les pics mineurs préalables ne furent pas considérés puisqu'ils peuvent être dus aux vibrations ambiantes et aux rugosités irrégulières de la surface des fils.

Deuxièmement, la forme d'arcade de certains fils, particulièrement ceux en bêta-titane, empêche leur parfait positionnement sous le mini-cylindre de 3,0 mm. En effet, on a remarqué une très légère déviation de l'emplacement de ces fils. Cette déviation minime se traduisait par des fils qui n'étaient pas placés parfaitement sous le milieu de ce même mini-cylindre.

Troisièmement, l'étirement (déformation plastique) non souhaité du câble de polymère, reliant le cylindre de traction au vérin, peut survenir à cause des propriétés intrinsèques de ce même câble. Cependant, avec les légères forces normales utilisées, il est peu probable qu'un câble de polymère de 0,381 mm de diamètre puisse subir un étirement pouvant affecter nos résultats. L'utilisation d'un câble métallique était à proscrire puisque le petit diamètre de la poulie du montage pouvait facilement déformer de façon permanente ce type de câble. Il est très difficile d'évaluer l'effet de l'étirement du câble de polymère sur nos résultats.

Finalement, une différence topographique, très probable, au niveau de la surface des fils, même à l'intérieur du même lot, peut expliquer les différences des résultats entre les échantillons du même groupe.

### ***5.2.2 Les analyses par microscopie à force atomique (AFM)***

Les utilisations répétitives d'une pointe d'AFM peuvent l'user et augmenter la dimension de son extrémité. Dans ce cas, l'extrémité de la pointe usée ne pourrait pas se rendre dans le fond des aspérités contrairement à une pointe similaire intacte. Ce phénomène est cependant très rare surtout avec un opérateur expérimenté et compétent qui change la pointe quand cela est indiqué. De plus, le nitrure de silicium est un matériau d'une dureté de surface extrêmement élevée.

## **5.3 L'analyse des résultats**

Une analyse statistique appropriée a été faite dans le but de vérifier la validité des résultats obtenus et nous a permis de déceler les différences (friction et rugosité) entre les groupes.

### ***5.3.1 Les tests de friction***

1. Vérifier l'homogénéité et l'uniformité des résultats obtenus entre les échantillons du même groupe pour chacune des trois forces normales. Ainsi, il fallait calculer la moyenne de tous les résultats obtenus (coefficients de friction statique) à l'intérieur de chaque groupe de fils pour les trois forces normales utilisées. À l'aide de graphiques, nous avons évalué la dispersion des résultats en calculant la « skewness » (asymétrie) et la « kurtosis » (aplatissement). Nous

pouvions donc détecter toute valeur extrême et nous assurer ainsi de l'uniformité de nos résultats.

2. Nous avons défini l'hypothèse nulle. Pour notre expérience, cette dernière stipulait que les coefficients de friction statique sont les mêmes pour les cinq groupes de fils pour chacune des trois forces normales. Ensuite, il fallait déterminer le seuil de signification statistique ( $p$ ). Ce seuil fut fixé à  $p < 0,05$  lors de nos analyses pour éviter les erreurs de Type I ou alpha ( $\alpha$ , rejeter l'hypothèse nulle quand elle est vraie).
3. Nous avons utilisé un test statistique de type analyse de variance (one-way ANOVA) pour la variable indépendante «groupe», pour chacune des trois forces normales. Toute erreur dans l'interprétation des résultats obtenus était ainsi évitée et nous pouvions déceler la présence d'une différence statistiquement significative globale entre les cinq groupes de fils pour chacune des trois forces normales.
4. Après vérification de la présence d'une différence statistiquement significative globale entre les fils. Pour ce faire, nous avons utilisé le test statistique Tukey HSD (Honestly Significant Difference) à comparaisons multiples pour chacune des trois forces normales. On pouvait ainsi détecter les différences statistiquement significatives des coefficients de friction statiques, entre les cinq groupes de fils par comparaison des groupes deux à deux. (Figure 5.1).

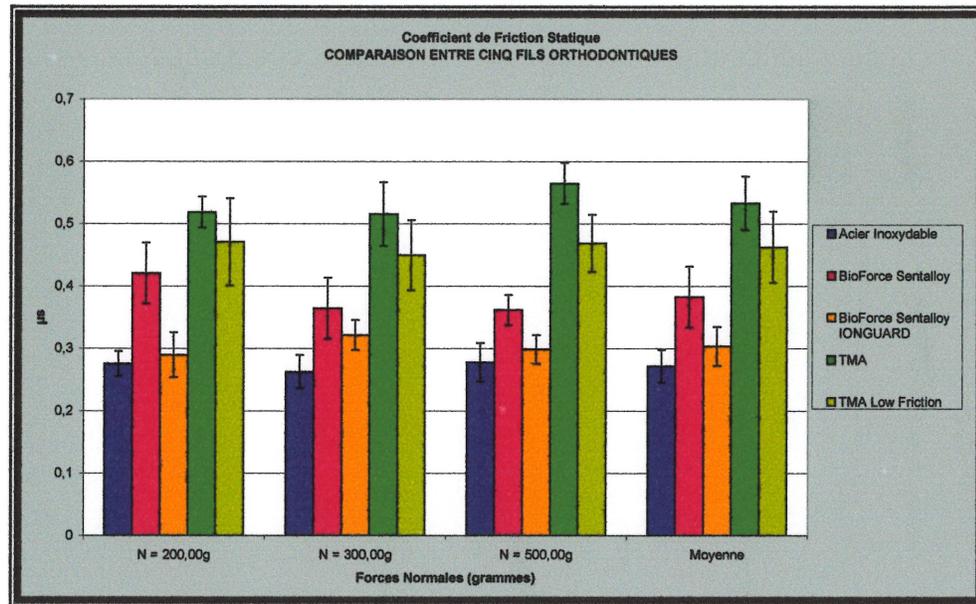


Figure 5.1 : Histogramme du coefficient de friction statique. Représentation des moyennes de chaque groupe pour chacune des trois forces normales ainsi que du coefficient de friction statique moyen.

### 5.3.1.1 Coefficient de friction statique

#### 5.3.1.1.1 Pour une force normale de 200,00 grammes (1,96 Newton)

L'analyse de variance (one-way ANOVA) a permis de détecter une différence statistiquement significative globale entre les cinq différents groupes de fils pour le coefficient de friction statique ( $F [4,45] = 61,49$  à  $p < 0,001$ ).

Ensuite, l'analyse de Tukey HSD nous a permis de détecter les différences entre les groupes. Il n'existe pas de différence statistiquement significative entre l'acier inoxydable et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD ( $p = 0,947$ ). De plus, une différence statistiquement significative a été observée entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le BioForce Sentalloy ( $p < 0,001$ ). Aussi, aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre le TMA Low Friction avec IONGUARD et le TMA ( $p = 0,121$ ). Il en est de même entre le BioForce Sentalloy et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p = 0,086$ ).

Par ordre croissant du coefficient de friction statique nous retrouvons (Figure 5.2):

$$\mu_s(SS) < \mu_s(BFSi) < \mu_s(BFS) < \mu_s(TMAi) < \mu_s(TMA).$$

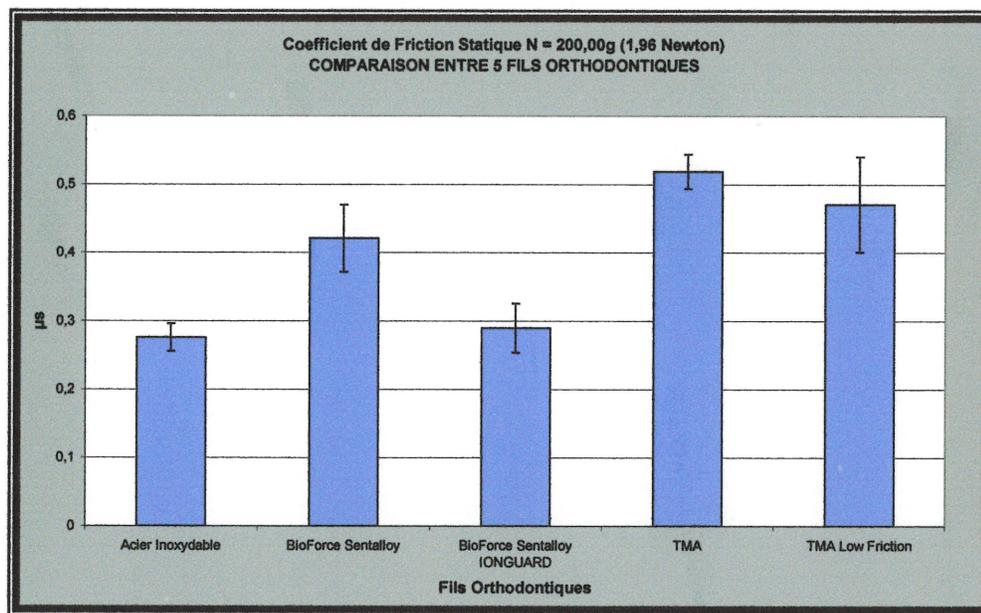


Figure 5.2 : Histogramme du coefficient de friction statique pour une force normale de 200,00 grammes (1,96 Newton). Résultats pour chacun des cinq groupes de fils testés.

### 5.3.1.1.2 Pour une force normale de 300,00 grammes (2,94 Newton)

Une différence statistiquement significative globale a été détectée entre les cinq différents groupes de fils ( $F [4,45] = 54,10$  à  $p < 0,001$ ). Il est intéressant de noter qu'il n'existe pas de différence entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le BioForce Sentalloy ( $p = 0,185$ ). D'autre part, on a noté une différence statistiquement significative entre l'acier inoxydable et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD ( $p = 0,029$ ), entre le BioForce Sentalloy et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p = 0,001$ ) et entre le TMA Low Friction avec IONGUARD et le TMA ( $p = 0,013$ ). Nous avons obtenu le même ordre de croissance que celui obtenu pour une force de 200,00 grammes. (Figure 5.3)

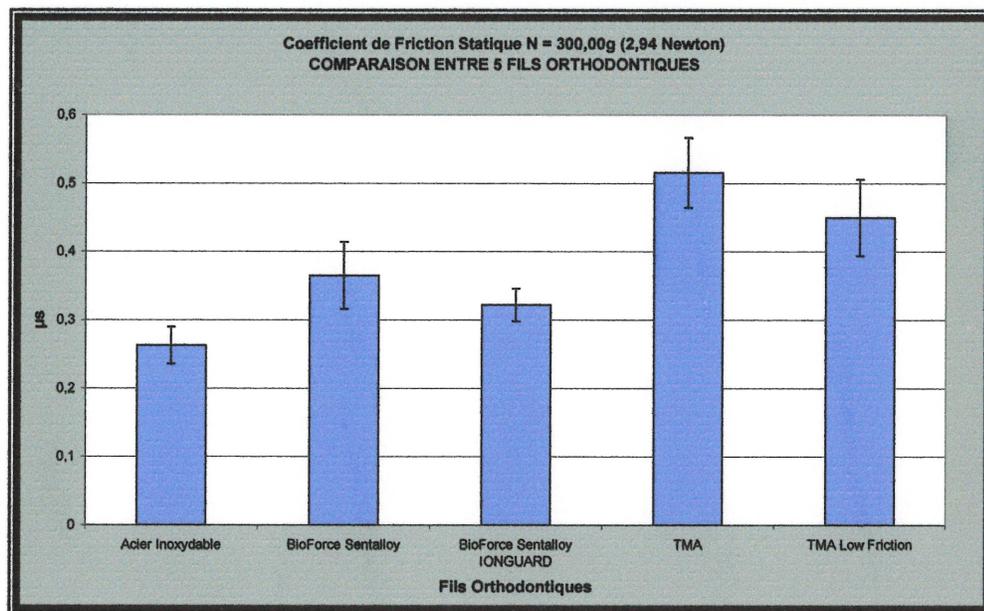


Figure 5.3 : Histogramme du coefficient de friction statique pour une force normale de 300,00 grammes (2,94 Newton). Résultats pour chacun des cinq groupes de fils testés.

### 5.3.1.1.3 Pour une force normale de 500,00 grammes (4,91 Newton)

Une différence statistiquement significative globale a été détectée entre les cinq différents groupes de fils ( $F [4,45] = 136,43$  à  $p < 0,001$ ). Il est intéressant de noter qu'il n'existe pas de différence statistiquement significative entre l'acier inoxydable et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD ( $p = 0,589$ ). Une différence statistiquement significative a été observée entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le BioForce Sentalloy ( $p = 0,001$ ) et entre le TMA Low Friction avec IONGUARD et le TMA ( $p < 0,001$ ). Là aussi, nous avons obtenu le même ordre de croissance que celui obtenu pour une force de 200,00 grammes (Figure 5.4).

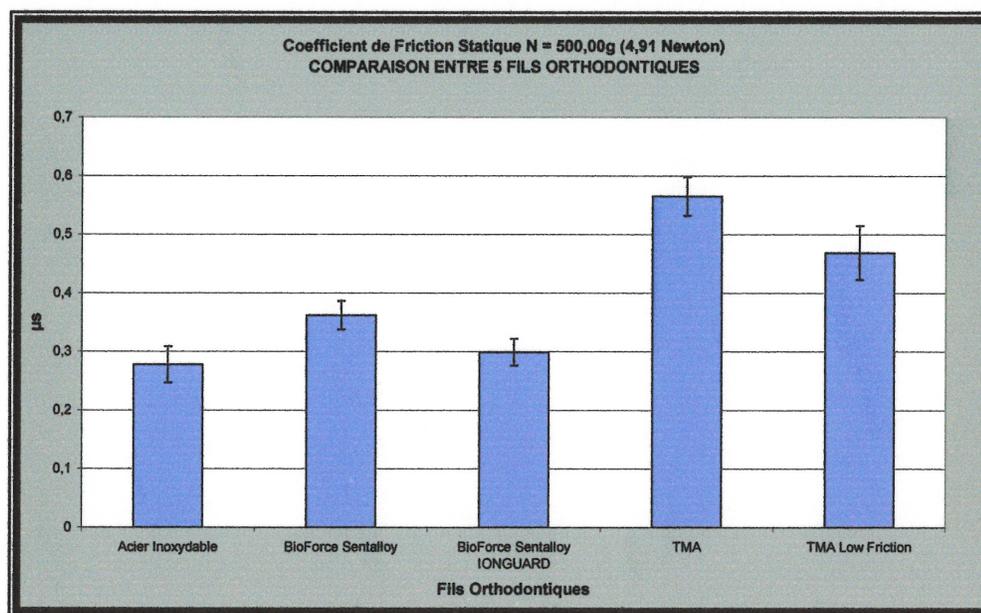


Figure 5.4 : Histogramme du coefficient de friction statique pour une force normale de 500,00 grammes (4,91 Newton). Résultats pour chacun des cinq groupes de fils testés.

#### 5.3.1.1.4 Le coefficient de friction statique moyen

Les valeurs des coefficients de friction statique moyens sont obtenues en faisant la moyenne des résultats obtenus pour chacun des groupes sans tenir compte de l'effet de la variable force normale. Il est important de spécifier qu'on suppose qu'il n'y a pas d'interaction statistiquement significative entre les variables indépendantes «force normale» et «groupe», et que l'effet de la force normale est le même pour tous les groupes de fils (l'effet de la force normale sur le coefficient de friction statique de chacun des groupes sera étudié dans la section 5.3.1.1.5). Si une interaction statistiquement significative est présente entre les variables indépendantes «force normale» et «groupe», les résultats obtenus, pour le coefficient de friction statique moyen de chacun des groupes, perdent grandement de leur validité statistique.

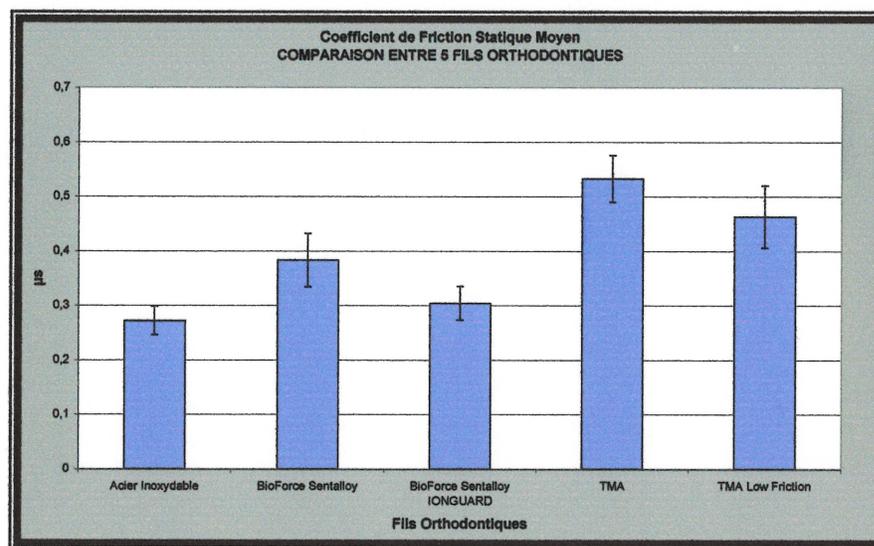


Figure 5.5 : Histogramme du coefficient de friction statique moyen. Résultats pour chacun des cinq groupes de fils testés.

### **5.3.1.1.5 Effet de la force normale sur le coefficient de friction statique**

Pour déceler l'effet de la force normale sur le coefficient de friction statique, il est nécessaire de vérifier, au préalable, s'il existe une interaction statistiquement significative entre les variables «force normale» et «groupe». Pour ce faire, on a utilisé un test statistique de type analyse de variance (two-way ANOVA) pour deux variables indépendantes : les trois «forces normales» utilisées et les cinq «groupes» de fils. En procédant ainsi, une interaction statistiquement significative a été détectée ( $F [8,135] = 3,16$  à  $p < 0,003$ ). Ceci démontre que l'effet de la force normale n'est pas le même pour tous les groupes.

Ensuite, on a utilisé un test statistique de type analyse de variance (one-way ANOVA) pour la variable indépendante «force normale», pour les cinq groupes de fils utilisés. En procédant ainsi, on pouvait déceler la présence d'une différence statistiquement significative globale entre les trois forces normales. Ensuite, nous avons utilisé le test statistique Tukey HSD (Honestly Significant Difference) à comparaisons multiples. On pouvait ainsi détecter les différences statistiquement significatives entre les trois forces normales.

Pour les fils en acier inoxydable, on ne note pas de différences statistiquement significatives globales entre les trois forces normales pour le coefficient de friction statique ( $F [2,27] = 1,03$  à  $p = 0,371$ ). Il en est de même pour les fils en BioForce Sentalloy avec IONGUARD ( $F$

[2,27] = 3,24 à  $p=0,055$ ) et pour les fils en TMA Low Friction avec IONGUARD ( $F [2,27] = 0,39$  à  $p=0,679$ ).

Par contre, pour le BioForce Sentalloy, des différences statistiquement significatives globales ont été notées entre les trois forces normales pour le coefficient de friction statique ( $F [2,27] = 6,00$  à  $p=0,007$ ). On remarque une certaine diminution du coefficient de friction statique lorsque la force normale est augmentée.

Pour le TMA, des différences statistiquement significatives globales ont été détectées entre les trois forces normales pour le coefficient de friction statique ( $F [2,27] = 5,18$  à  $p=0,012$ ). On remarque une certaine augmentation du coefficient de friction statique lorsque la force normale est augmentée. (Figure 5.6).

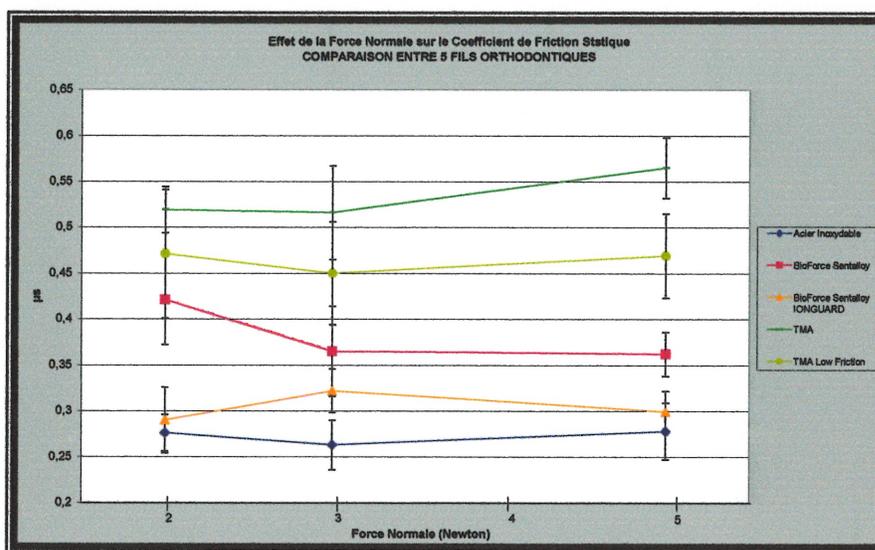


Figure 5.6 : Histogramme montrant l'effet de la force normale sur le coefficient de friction statique. Résultats pour chacun des cinq groupes de fils testés.

### 5.3.2 *Les analyses par microscopie à force atomique (AFM)*

1. Il fallait vérifier l'homogénéité et l'uniformité des résultats obtenus entre les échantillons du même groupe pour chacun des quatre paramètres de caractérisation de la rugosité de surface : **(1)** la rugosité moyenne (Ra), **(2)** la rugosité pondérée (RMS), **(3)** la hauteur moyenne (Zmoy) et **(4)** la plage de hauteur (Zmax). Ainsi, nous avons calculé la moyenne de tous les résultats obtenus à l'intérieur de chaque groupe de fils pour chacun des quatre paramètres. À l'aide de graphiques nous avons évalué la dispersion des résultats en calculant la « skewness » et la « kurtosis ».
2. Définir l'hypothèse nulle. Cette dernière stipulait que, pour chacun des quatre paramètres de caractérisation de la rugosité de surface, les résultats obtenus sont identiques pour les cinq groupes de fils. Ensuite, nous avons déterminé le seuil de signification statistique à  $p < 0,05$ .
3. Nous avons utilisé un test statistique de type analyse de variance (one-way ANOVA) pour la variable indépendante «groupe», pour chacun des quatre paramètres. En procédant ainsi, on évitait toute erreur dans l'interprétation des résultats obtenus et on pouvait déceler la présence d'une différence statistiquement significative globale entre les cinq groupes de fils pour chacun des quatre paramètres.
4. Après vérification de la présence d'une différence statistiquement significative globale entre les cinq groupes de fils pour chacun des

quatre paramètres de caractérisation de la rugosité de surface, on a procédé à l'analyse des cinq groupes entre eux pour chacun de ces paramètres. Pour ce faire, on a employé le test statistique Tukey HSD (Honestly Significant Difference) à comparaisons multiples pour chacun des paramètres.

### 5.3.2.1 La rugosité moyenne (Ra)

L'analyse de variance (one-way ANOVA) a permis de détecter une différence statistiquement significative globale entre les cinq différents groupes de fils pour la rugosité moyenne (Ra) ( $F [4,45] = 10,89$  à  $p < 0,001$ ).

Ensuite, l'analyse de Tukey HSD nous a permis de détecter les différences entre les groupes. Il n'existe pas de différences statistiquement significatives entre l'acier inoxydable et le TMA ( $p=0,144$ ), entre le BioForce Sentalloy et le TMA ( $p=0,705$ ), entre le BioForce Sentalloy et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD ( $p=0,940$ ), entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le TMA ( $p=0,985$ ) et entre BioForce Sentalloy et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p=0,053$ ). Par contre, il existe des différences statistiquement significatives entre le TMA et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p=0,002$ ), entre l'acier inoxydable et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD ( $p=0,045$ ), entre l'acier inoxydable et le BioForce Sentalloy ( $p=0,006$ ) et entre l'acier inoxydable et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p < 0,001$ ).

Par ordre croissant de rugosité moyenne (Ra) des groupes de fils nous avons (Figure 5.7) :

$$Ra(SS) < Ra(TMA) < Ra(BFSi) < Ra(BFS) < Ra(TMai).$$

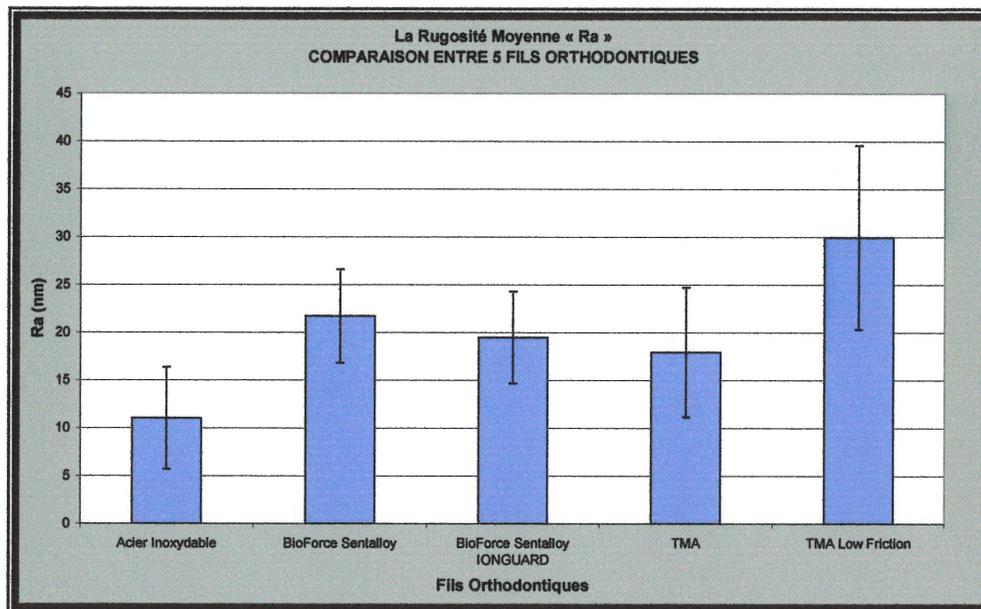


Figure 5.7 : Histogramme de la rugosité moyenne (Ra) mesurée par microscopie à force atomique. Représentation des moyennes des cinq groupes de fils caractérisés.

### 5.3.2.2 La rugosité pondérée (RMS)

L'analyse de variance (one-way ANOVA) a permis de détecter une différence statistiquement significative globale entre les cinq différents groupes de fils pour la rugosité pondérée (RMS) ( $F [4,45] = 10,63$  à  $p < 0,001$ ).

Il n'existe pas de différences statistiquement significatives entre le BioForce Sentalloy et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD ( $p=0,969$ ), entre l'acier inoxydable et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD ( $p=0,056$ ), entre l'acier inoxydable et le TMA ( $p=0,207$ ), entre le TMA et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD ( $p=0,972$ ) et entre le TMA et le BioForce Sentalloy ( $p=0,723$ ). Par contre, il existe des différences statistiquement significatives entre le TMA et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p=0,001$ ), entre le BioForce Sentalloy et l'acier inoxydable ( $p=0,011$ ), entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p=0,007$ ), entre l'acier inoxydable et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p < 0,001$ ) et entre le BioForce Sentalloy et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p=0,039$ ).

Nous avons obtenu le même ordre de croissance de rugosité pondérée (RMS) que celui obtenu pour la rugosité moyenne (Ra). (Figure 5.8).

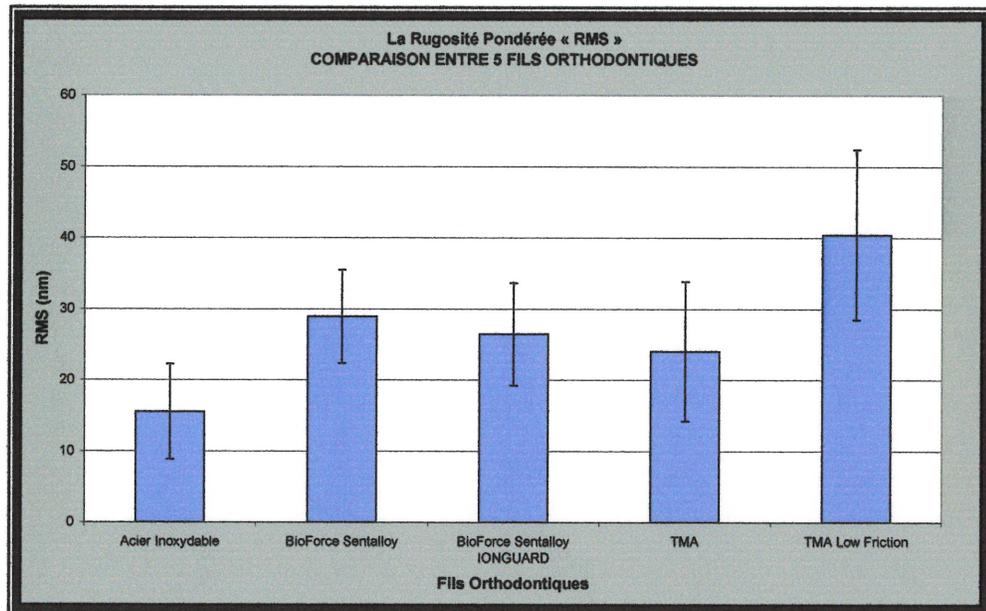


Figure 5.8 : Histogramme de la rugosité pondérée (RMS) mesurée par microscopie à force atomique. Représentation des moyennes des cinq groupes de fils caractérisés.

### 5.3.2.3 La hauteur moyenne (Zmoy)

L'analyse de variance (one-way ANOVA) a permis de détecter une différence statistiquement significative globale entre les cinq différents groupes de fils pour la hauteur moyenne (Zmoy) ( $F [4,45] = 7,79$  à  $p < 0,001$ ).

Il n'existe pas de différences statistiquement significatives entre le BioForce Sentalloy et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD ( $p=0,998$ ), entre l'acier inoxydable et le TMA ( $p=0,556$ ), entre le BioForce Sentalloy et le TMA ( $p=0,632$ ), entre le BioForce Sentalloy et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p=0,146$ ), entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le TMA ( $p=0,435$ ) et entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p=0,264$ ). Par contre, des différences statistiquement significatives ont été notées entre le TMA et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p=0,004$ ), entre le BioForce Sentalloy et l'acier inoxydable ( $p=0,042$ ), entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et l'acier inoxydable ( $p=0,018$ ) et entre l'acier inoxydable et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p < 0,001$ ).

Par ordre croissant de hauteur moyenne (Zmoy) nous retrouvons (Figure 5.9) :

$$Z_{moy}(SS) < Z_{moy}(TMA) < Z_{moy}(BFS) < Z_{moy}(BFSi) < Z_{moy}(TMAi).$$

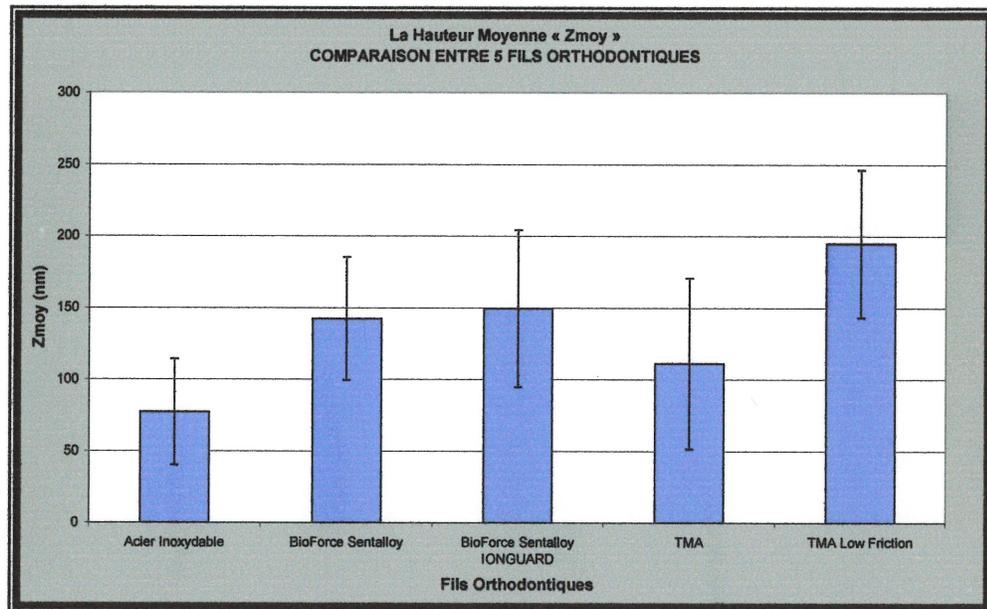


Figure 5.9 : Histogramme de la hauteur moyenne ( $Z_{moy}$ ) mesurée par microscopie à force atomique. Représentation des moyennes des cinq groupes de fils caractérisés.

### 5.3.2.4 La plage de hauteur (Zmax)

L'analyse de variance (one-way ANOVA) a permis de détecter une différence statistiquement significative globale entre les cinq différents groupes de fils pour la plage de hauteur (Zmax) ( $F [4,45] = 7,45$  à  $p < 0,001$ ).

Il n'existe pas de différences statistiquement significatives entre le Bio-Force Sentalloy et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD ( $p=1,000$ ), entre l'acier inoxydable et le TMA ( $p=0,255$ ), entre le Bio-Force Sentalloy et le TMA ( $p=0,680$ ), entre le BioForce Sentalloy et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p=0,345$ ), entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le TMA ( $p=0,787$ ) et entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p=0,255$ ). Par contre, des différences statistiquement significatives ont été notées entre le TMA et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p=0,020$ ), entre le BioForce Sentalloy et l'acier inoxydable ( $p=0,012$ ), entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et l'acier inoxydable ( $p=0,020$ ) et entre l'acier inoxydable et le TMA Low Friction avec IONGUARD ( $p < 0,001$ ).

Par ordre croissant de plage de hauteur (Zmax) nous trouvons (Figure 5.10) :

$$Z_{\max}(\text{SS}) < Z_{\max}(\text{TMA}) < Z_{\max}(\text{BFSi}) < Z_{\max}(\text{BFS}) < Z_{\max}(\text{TMAi}).$$

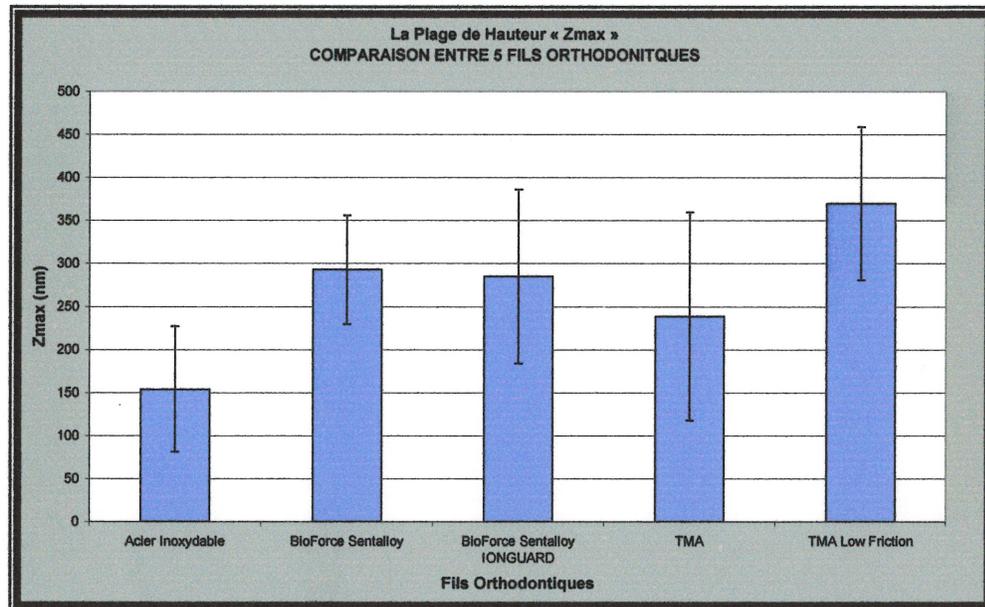


Figure 5.10 : Histogramme de la plage de hauteur ( $Z_{max}$ ) mesurée par microscopie à force atomique. Représentation des moyennes des cinq groupes de fils caractérisés.

### ***5.3.3 Corrélation entre la friction et la rugosité de surface***

Une fois tous les résultats obtenus, nous avons essayé de voir si une corrélation statistique existait entre la friction et la rugosité de surface des cinq groupes de fils orthodontiques étudiés. Nous avons choisi le coefficient de friction statique moyen pour avoir une idée globale de la relation entre la friction et la rugosité de surface, même si on sait que les valeurs du coefficient de friction statique moyen ne sont que partiellement représentatives.

#### **5.3.3.1 Corrélation en présence du TMA**

Nous avons observé des coefficients de corrélation ( $r^2$ ) assez faibles entre le coefficient de friction statique moyen et les quatre paramètres de caractérisation de la rugosité de surface : 26,4% pour la rugosité moyenne (Figure 5.11), 24,7% pour la rugosité pondérée (Figure 5.12), 11,5% pour la hauteur moyenne (Figure 5.13) et 19,0% pour la plage de hauteur (Figure 5.14). Selon ces données, il serait logique de conclure qu'il n'existe pas de relation de proportionnalité entre la friction et la rugosité de surface. Toutefois, étant donné que le nombre de groupes est très peu élevé (cinq groupes), les coefficients de corrélation ne peuvent pas nous permettre de conclure s'il y a une relation entre le coefficient de friction statique moyen et les quatre paramètres de caractérisation de la rugosité de surface. Il est recommandé d'avoir au moins trente points (nuage de points) sur un graphique de corrélation pour calculer un coefficient de corrélation avec une signification statistique valable.

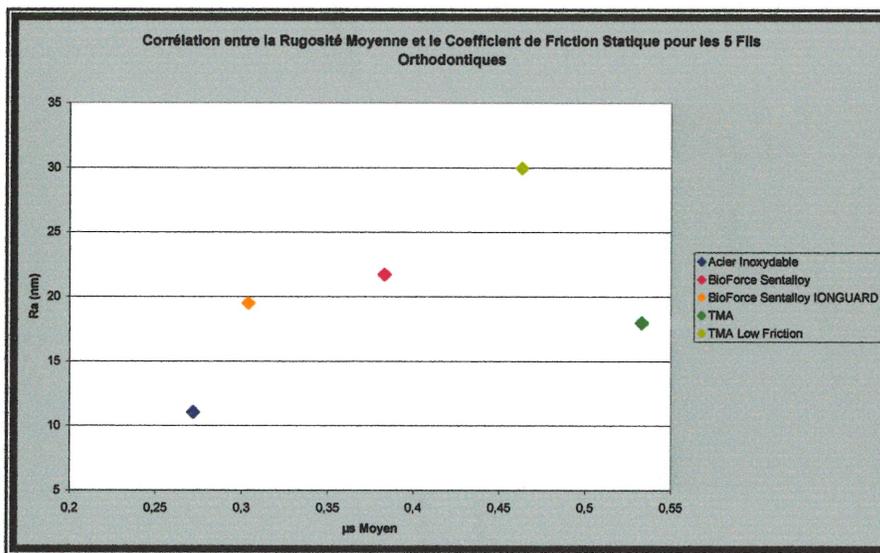


Figure 5.11 : Histogramme montrant la relation entre la rugosité moyenne et le coefficient de friction statique moyen. Résultats pour les cinq groupes de fils testés.

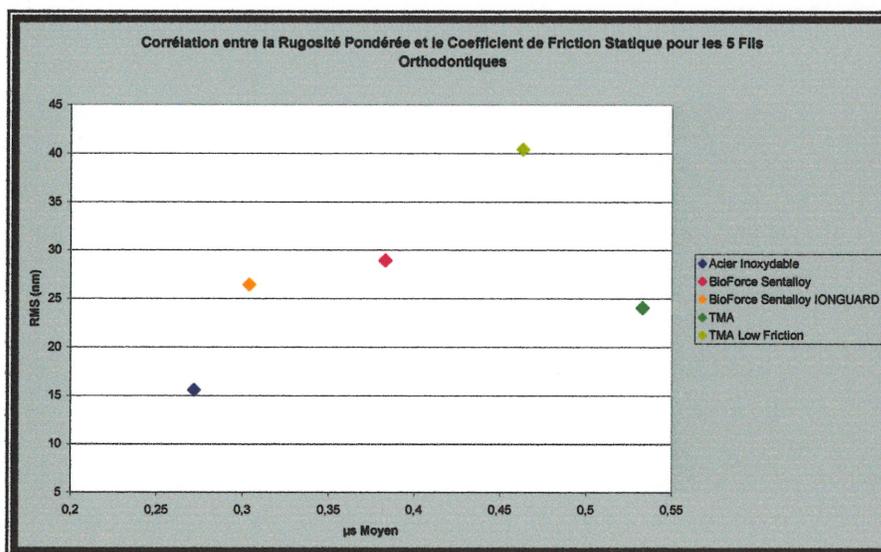


Figure 5.12 : Histogramme montrant la relation entre la rugosité pondérée et le coefficient de friction statique moyen. Résultats pour les cinq groupes de fils testés.

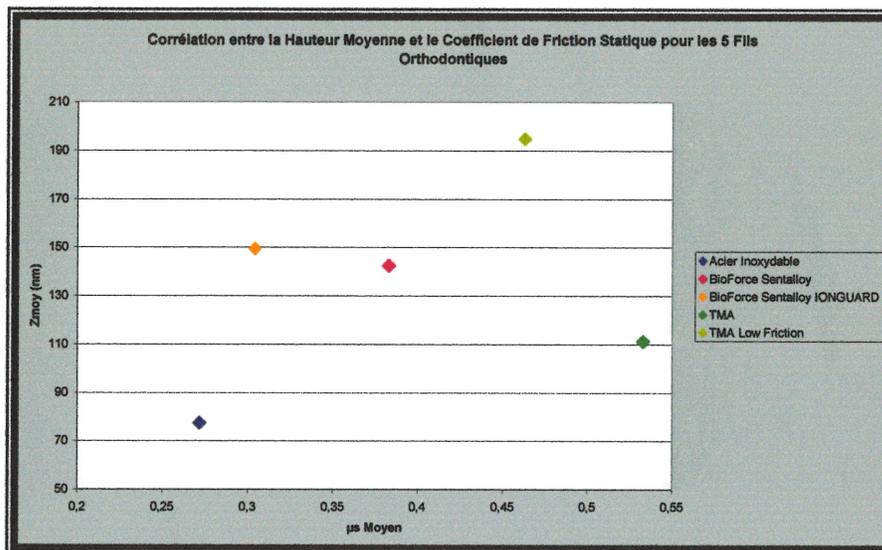


Figure 5.13 : Histogramme montrant la relation entre la hauteur moyenne et le coefficient de friction statique moyen. Résultats pour les cinq groupes de fils testés.

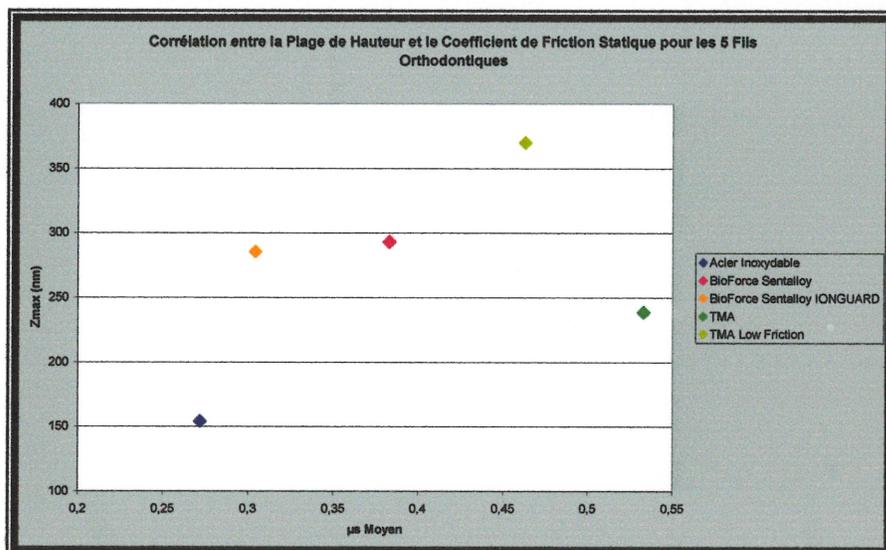


Figure 5.14 : Histogramme montrant la relation entre la plage de hauteur et le coefficient de friction statique moyen. Résultats pour les cinq groupes de fils testés.

### 5.3.3.2 Corrélation en absence du TMA

Nous avons obtenu des coefficients de corrélation élevés lorsque nous avons exclu les fils en TMA, surtout pour la rugosité moyenne et la rugosité pondérée : 90,0% pour Ra et RMS, 74,4% pour Zmoy et 77,8% pour Zmax. Dans ce cas, on observe un fait très intéressant : la friction semble proportionnelle à la rugosité. Ce résultat, qui mérite d'être plus amplement examiné, s'avèrerait fructueux dans la pratique orthodontique. La relation rugosité de surface-friction des fils en TMA ne suit pas la tendance des autres groupes de fils. Il serait intéressant de pousser la recherche au niveau des propriétés de surface du TMA. On peut se poser les questions suivantes :

1. Quels résultats de rugosité de surface aurions-nous obtenus si nous avions utilisé de plus petites échelles d'image (ex : 100 ou 200nm)?
2. Quelle est la concentration de Titane en surface des fils en TMA? Quelle est son influence sur la friction et la rugosité de surface?
3. Comment réagit la surface des fils en TMA au contact de l'air et aux procédés de fabrication (ex : humidité, stérilisation). À quel point ces facteurs peuvent affecter la rugosité de surface et la friction des fils en TMA?
4. Dans quelle mesure les fils en TMA peuvent être contaminés? Quelle est la nature des dépôts et agrégats trouvés sur la surface de ces fils? Quel est l'effet de ces contaminants sur la rugosité de surface?

Les réponses à ces questions nécessitent des analyses en AFM avec des échelles plus petites que celle utilisée pour le présent mémoire et des analyses de spectroscopie XPS.

CHAPITRE 6  
**DISCUSSION DES RÉSULTATS**

## 6. DISCUSSION DES RÉSULTATS

La mise sur le marché des fils orthodontiques composés d'alliages à base de titane a simplifié notre pratique de façon considérable. Ces fils permettent d'appliquer des forces physiologiques, constantes et légères, dans la majorité des situations cliniques. Leurs propriétés intrinsèques révolutionnaires ont réduit grandement le temps clinique de l'orthodontiste en restreignant la nécessité d'incorporer des plis dans les fils. En fait, ces propriétés conduisent même certains praticiens à affirmer que les meilleurs résultats orthodontiques sont obtenus par les orthodontistes qui réussissent à placer les boîtiers le plus adéquatement sur les dents alors qu'il n'y a pas si longtemps, le mérite revenait aux orthodontistes qui savaient le mieux plier les fils.

Le coefficient de friction élevé des fils composés d'alliages à base de titane est une des limitations importantes à leur utilisation dans toutes les étapes du traitement. Cette problématique a poussé les fabricants de produits orthodontiques à trouver des solutions pour réduire la friction des fils en nickel-titane et en bêta-titane. L'implantation ionique d'azote de la surface de ces types de fils fut une des solutions proposées.

Quelques études ont été menées pour évaluer l'effet de l'implantation ionique sur la friction des fils orthodontiques. Les résultats des études in-vitro de Kusy et al. (1992), de Burstone et Farzin-Nia (1995) et de Ryan et al. (1997) furent très concluants, sinon surprenants. Par contre, les études in-vivo de Cobb III et al. (1998) et de Kula et al. (1998)

montrent clairement que l'implantation ionique d'azote des fils orthodontiques d'alliages à base de titane n'augmente aucunement l'efficacité clinique et n'affecte pas la vitesse du déplacement dentaire.

D'autre part, la littérature a montré que la rugosité de surface des fils d'alliages à base de titane est élevée (Drescher et al., 1989; Kusy et Whitley, 1990; Proski et al., 1991; Downing et al., 1994; Bourauel et al., 1998). Cependant, aucune étude n'a évalué l'effet de l'implantation ionique d'azote sur la rugosité de surface de ces fils .

Notre étude comportait deux volets intimement reliés. Le premier consistait à évaluer l'effet de l'implantation ionique d'azote sur la friction des fils orthodontiques en nickel-titane et en bêta-titane. Le deuxième visait à évaluer la rugosité de surface, à l'aide d'un microscope à force atomique, des fils ayant subi une implantation ionique d'azote.

L'appareillage à deux cylindres utilisé pour évaluer la friction est celui préconisé par Burstone et Farzin-Nia, en 1995. Cet appareillage mesure la friction entre le matériau des cylindres (le même utilisé dans la fabrication des boîtiers) et celui des fils orthodontiques et nous permet d'évaluer le coefficient de friction statique pour chaque force normale appliquée. Nous pensons que ce montage se rapproche de la réalité clinique, même s'il ne contient pas de boîtiers. Les tests ont été réalisés dans un milieu sec, à température et conditions atmosphériques ambiantes, puisque la littérature orthodontique est controversée quant

aux avantages de l'utilisation d'un milieu humide. En effet, on ne sait pas si l'eau ou la salive artificielle ont un effet adhésif ou lubrifiant (Kusy et Whitley, 1997). De plus, on ne sait pas jusqu'à quel point les phénomènes d'érosion et corrosion peuvent modifier la surface, altérant ainsi les propriétés de friction des fils.

Nos résultats montrent le même ordre croissant du coefficient de friction statique pour les cinq groupes de fils et pour les forces normales utilisées. Par ordre croissant : l'acier inoxydable, le BioForce Sentalloy avec IONGUARD, le BioForce Sentalloy, le TMA Low Friction avec IONGUARD et le TMA.

Pour une force normale de 200,00g (1,96N), aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre l'acier inoxydable et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD. Par conséquent, l'implantation ionique d'azote des fils en nickel-titane réduit leur coefficient de friction statique à un niveau comparable à celui des fils en acier inoxydable. Ces derniers sont considérés comme des fils ayant un coefficient de friction bas (Drescher et al., 1989; Kapila et al., 1990; Angolokar et al., 1990; Proski et al., 1991; Downing et al., 1994; Ogata et al., 1996; Articolo et Kusy, 1999). De plus, une différence statistiquement significative a été observée entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le BioForce Sentalloy. L'implantation ionique d'azote des fils en nickel-titane a réduit leur coefficient de friction statique de 31,1%. Par contre, aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre le TMA Low Friction avec IONGUARD et le TMA, malgré une réduction

de friction de 9,2%. Cette diminution du coefficient de friction statique, après implantation ionique d'azote, amène le TMA à un niveau comparable à celui du BioForce Sentalloy (Figure 5.2).

Pour une force normale de 300,00g (2,94N), aucune différence n'a été observée entre BioForce Sentalloy et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD, malgré une réduction de friction de 11,8%. Par contre, une différence a été observée entre TMA Low Friction avec IONGUARD et le TMA avec une réduction de 12,8% du coefficient de friction statique.

Pour une force normale de 500,00g (4,91N), aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre l'acier inoxydable et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD. Une différence statistiquement significative a été observée entre BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le BioForce Sentalloy avec une réduction de 17,4% du coefficient de friction statique. Il en est de même pour le TMA Low Friction avec IONGUARD et le TMA avec une réduction de 17,0% du coefficient de friction statique.

Il est difficile de comparer nos résultats avec ceux de Kusy et al. (1992), puisque cette équipe de chercheurs a utilisé des plaques en alumine polycristalline implantées de titane. Ils ont testé des fils en TMA implantés d'azote de dimension 0,017''x0,025''. Il est intéressant de noter que nos résultats sont similaires à ceux de Kusy et al. en ce qui a trait au coefficient de friction statique du TMA avant son implantation et

celle des plaques. En effet, ces chercheurs ont obtenu un coefficient de friction statique moyen de 0,50 pour ce type de fils. Ils ont observé une diminution moyenne du coefficient de friction statique de l'ordre de 60,0% après l'implantation des fils et des plaques. Nous avons obtenu une baisse du coefficient de friction statique autour de 17,0% pour une force normale de 500,00g (4,91N). Les résultats de Kusy et al. (1992) nous poussent à nous poser la question suivante : faudrait-il implanter les boîtiers orthodontiques pour obtenir une réduction importante de la friction?

Le modèle d'étude de Burstone et Farzin-Nia (1995) est comparable au notre. En milieu sec, ces chercheurs ont obtenu un coefficient de friction statique moyen de 0,52 pour le TMA, celui du TMA Low Friction avec IONGUARD était de 0,22 alors que celui de l'acier inoxydable était de 0,19. Cette diminution moyenne du coefficient de friction statique de l'ordre 57,7% ressemble à celle obtenue par Kusy et al. (1995) pour le TMA Low Friction avec IONGUARD. Indépendamment de la force normale, le coefficient de friction statique moyen que nous avons obtenu pour le TMA Low Friction avec IONGUARD est de 0,463. Il est surprenant de constater une si grande différence des résultats entre notre étude et celle de Burstone et Farzin-Nia (1995), surtout avec des montages quasiment identiques. Cette différence des résultats peut être expliquée par une introduction de biais lors des tests et de la collection des données dans l'une ou l'autre des études.

Une comparaison de nos résultats avec ceux de l'étude de Ryan et al. (1997) est hasardeuse car cette équipe de chercheurs a utilisé la distance du déplacement dentaire dans la cire comme paramètre de l'évaluation de la friction. Ces auteurs ont noté des augmentations considérables du déplacement dentaire avec des fils orthodontiques à base de titane ayant subi une implantation ionique d'azote. Les fils en nickel-titane implantés d'azote produisaient un déplacement dentaire moyen 110,1% supérieur à leurs contrôles non-implantés. Par contre, les fils en bêta-titane implantés d'azote produisaient un déplacement dentaire moyen 46,7% supérieur à leurs contrôles non-implantés. Contrairement à nos résultats, Ryan et al. (1997) ont démontré que le nickel-titane non-implanté produisait plus de friction que le bêta-titane implanté. Cette différence avec nos résultats est probablement due à l'utilisation d'un montage différent.

Les études cliniques de Cobb III et al. (1998) et de Kula et al. (1998) démontrent que les fils orthodontiques implantés d'azote, en nickel-titane et en bêta-titane respectivement, ne permettent aucune accélération des mouvements dentaires en comparaison avec leurs contrôles non-implantés. Il faut souligner que ces résultats cliniques ne corroborent absolument pas ceux obtenus par les études in vitro de Kusy et al. (1992), de Burstone et Farzin-Nia (1995) et de Ryan et al. (1997). Cependant, on peut affirmer que les résultats de notre étude se rapprochent le plus de la réalité clinique, montrée par Cobb III et al. et Kula et al., puisque nous avons obtenu les réductions de friction les plus

modestes des études in vitro, après implantation ionique d'azote des fils en nickel-titane et en bêta-titane.

Il est intéressant de noter que nous avons détecté des différences statistiquement significatives, en ce qui a trait au coefficient de friction statique, entre les trois forces normales utilisées pour certains de nos cinq groupes. En effet, les fils en TMA et en BioForce Sentalloy démontrent des différences statistiquement significatives entre les trois forces normales pour le coefficient de friction statique. Avec les fils en BioForce Sentalloy, on remarque une diminution du coefficient de friction statique lorsque la force normale est augmentée. Cependant, avec les fils en TMA, on dénote une augmentation du coefficient de friction statique lorsque la force normale est augmentée. Par contre, les fils en acier inoxydable, en BioForce Sentalloy avec IONGUARD et en TMA Low Friction avec IONGUARD ne démontrent pas de différence statistiquement significative entre les trois forces normales. Ces résultats sont tout aussi intéressants qu'intrigants. Aucune étude orthodontique antérieure n'a discuté de ce phénomène. On peut se poser la question suivante : Est-ce que les fils orthodontiques en nickel-titane et en bêta-titane implantés d'azote, qui ont une dureté de surface augmentée, réagiraient favorablement en conservant le même coefficient de friction statique indépendamment de la force normale? Cette question nous pousse à nous en poser une autre : Comment peut-on expliquer la diminution du coefficient de friction statique du BioForce Sentalloy lorsque la force normale est augmentée?

Aucune étude n'a rapporté le résultat de travaux portant sur l'effet de la modification de la surface du matériau par implantation ionique d'azote sur la rugosité des fils orthodontiques. De façon générale notre étude par AFM montre le même ordre croissant de rugosité de surface pour les paramètres rugosité pondérée (RMS), rugosité moyenne (Ra) et plage de hauteur ( $Z_{max}$ ), on retrouve : l'acier inoxydable, le TMA, le BioForce Sentalloy avec IONGUARD, le BioForce Sentalloy et le TMA Low Friction avec IONGUARD. Avec le paramètre hauteur moyenne ( $Z_{moy}$ ), il faut inverser l'ordre du BioForce Sentalloy avec celui du BioForce Sentalloy avec IONGUARD.

L'acier inoxydable est, sans aucun doute, l'alliage de fil qui présente la surface la plus lisse (Fig. 4.17 et 4.18). Il est possible d'y rencontrer certaines protubérances, mais ces dernières sont de faibles amplitudes et présentent un ratio « hauteur/diamètre » relativement faible. Aucune différence statistiquement significative n'a été détectée entre l'acier inoxydable et le TMA, et ce avec les quatre paramètres utilisés. Cette minime différence entre la rugosité de surface de ces deux types de fils est un peu paradoxal car le TMA a le plus haut coefficient de friction, tandis que l'acier inoxydable en a le moins élevé. De plus, il n'y a pas de différence entre le TMA et le BioForce Sentalloy et ce, avec les quatre paramètres d'évaluation quantitative de la rugosité de surface. Des analyses en AFM, avec des échelles plus petites que celle utilisée pour le présent mémoire, seront nécessaires pour avoir une meilleure précision de la rugosité locale. Avec de plus petites échelles, il est possible que la relation entre la friction et la rugosité de surface change de manière

dramatique. Les résultats que nous avons obtenus ne sont donc valables que pour l'échelle utilisée ( $7\mu\text{m}\times 7\mu\text{m}$ ).

L'effet de l'implantation ionique d'azote sur la rugosité de surface du TMA Low Friction avec IONGUARD est impressionnant. On a détecté une différence statistiquement significative entre le TMA et le TMA Low Friction avec IONGUARD, et ce pour les quatre paramètres de rugosité utilisés. On remarque une augmentation de la rugosité de surface de 68,1% pour la rugosité pondérée (RMS), de 66,8% pour la rugosité moyenne (Ra), de 75,2% pour la hauteur moyenne ( $Z_{\text{moy}}$ ) et de 54,9% pour la plage de hauteur ( $Z_{\text{max}}$ ).

Le Dr François Schiettekatte, du Département de Physique Nucléaire de l'Université de Montréal, évoque une explication plausible de la grande augmentation de la rugosité de surface des fils en TMA implantés : *« les échantillons avant implantation sont constitués principalement de  $\text{TiO}_2$ , et on peut supposer qu'il en est de même pour le molybdène ( $\text{MoO}_2$ ). Cependant, aucune analyse de composition et de microstructure n'a été faite pour le confirmer. Des simulations avec un logiciel SRIM2000 [J.F. Ziegler, J.P. Biersack, The stopping and Range of Ions in Solids, Pergamon Press, New York, 1985] du taux de pulvérisation des ions d'azote sur le  $\text{TiO}_2$  et le  $\text{MoO}_2$  ont été effectuées. Pour les ions d'azote implantés à basse énergie (10 keV), le taux de pulvérisation est 20% plus élevé pour le molybdène comparativement au titane. Il est cependant pratiquement le même à plus haute énergie. Par contre, le taux de pulvérisation de l'oxygène en présence de molybdène est*

*beaucoup plus élevé que pour l'oxygène contenu dans le  $TiO_2$ , surtout à basse énergie. Ceci s'explique par la plus grande masse du molybdène. Il est donc plausible de conclure que l'augmentation de la rugosité de surface dans les fils de TMA implantés est due au fait que le TMA est constitué de cristallites de  $TiO_2$  dans une matrice de  $MoO_2$  et que le taux de pulvérisation préférentiel du  $MoO_2$  dégarnisse cette matrice, laissant des pics plus prononcés de  $TiO_2$ , implantés d'azote. L'implantation a également pour effet de réduire la rugosité fine, mais n'a que peu d'effet sur les éléments de grande taille, spécialement ceux ayant un ratio « hauteur/diamètre » petit. »*

Les figures 4.22 à 4.25 nous montrent des images par AFM, tridimensionnelles et en vues planaires qui supportent fortement l'explication précédente. La réduction, après implantation du TMA, des rugosités fines (pics) est vraiment évidente sur la figure 4.24. Sur la même figure on peut observer l'apparition de protubérances de grande taille avec un ratio « hauteur/diamètre » petit qu'on ne voit pas sur la figure 4.22. De plus, ces protubérances ont des pentes qui sont vraiment plus faibles que celles des pics prononcés rencontrés avec le TMA non-implanté (Fig. 4.22). L'observation des images obtenues par AFM montre très bien la relation qui existe entre la rugosité de surface et la friction. En effet, la description qualitative de la topographie de surface illustre beaucoup mieux cette relation que les valeurs quantitatives, obtenues des paramètres de caractérisation de la rugosité de surface.

L'effet de l'implantation ionique d'azote sur la rugosité de surface du BioForce Sentalloy avec IONGUARD est moins remarquable que celui rencontré chez les fils en TMA. Aucune différence statistiquement significative n'a été notée entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le BioForce Sentalloy, et ce pour les quatre paramètres d'évaluation quantitative de la rugosité de surface. Par contre, les images 4.19 à 4.21 nous montrent bien que les fils en nickel-titane implantés ont perdu une grande partie de la rugosité fine (pics). De plus, ces fils ont une surface qui est beaucoup plus régulière et lisse comparativement à leurs contrôles non-implantés.

Les coefficients de variation obtenus, des quatre paramètres d'évaluation quantitative de la rugosité de surface, pour nos cinq types de fils nous donnent une très bonne idée de la régularité de leur surface. Nos résultats montrent que les fils en BioForce Sentalloy ont les surfaces les plus régulières et les plus uniformes. Par contre, ceux en TMA et en acier inoxydable ont les surfaces les moins régulières. Il est suggéré aux manufacturiers de ces deux types de fils de travailler les surfaces de leurs fils pour les rendre plus uniformes et régulières.

Il n'y a qu'une faible corrélation statistique entre la friction et la rugosité de surface. En effet, l'ordre croissant des coefficients de friction statique des cinq types de fils ne suit pas celui des paramètres d'évaluation quantitative de la rugosité de surface. Les fils les plus rugueux, ceux en TMA Low Friction avec IONGUARD, n'avaient pas le plus haut coefficient de friction statique. Nous avons obtenu de très bonnes

corrélations statistiques lorsque nous avons exclu les fils en TMA (voir section 5.3.3). Par contre, en observant les images en vues planaires et tridimensionnelles, obtenus par microscopie à force atomique, on peut dresser des observations qui nous aident à comprendre pourquoi les fils implantés produisent moins de friction. La réduction de la friction des fils implantés est due principalement à la diminution importante de rugosités fines. La forme très pointue de ces pics favorise leur pénétration dans les aspérités de surface du matériau du boîtier, retardant ainsi le glissement de l'un sur l'autre. De plus, l'apparition, après implantation des fils, de protubérances de grande taille avec un ratio « hauteur/diamètre » bas peut diminuer la friction. En effet, il est moins probable que ces protubérances puissent pénétrer dans les aspérités de surface du matériau du boîtier, spécialement si ce dernier est en acier inoxydable. Un autre facteur qui peut réduire la friction des fils implantés est l'augmentation de leur dureté de surface comparativement à leurs contrôles non-implantés. En effet, une surface plus dure a moins de chance de se déformer, empêchant ainsi l'écrasement et la pénétration de ses rugosités dans les aspérités d'une autre surface.

Conjointement avec le Dr Papanastasoulis et avec la collaboration du Dr Roorda du Département de Physique Nucléaire de l'Université de Montréal, nous avons tenté d'implanter de l'azote dans des fils en nickel-titane pour comparer leurs propriétés tribologiques à celles des fils disponibles sur le marché. Cette tentative fut un échec car la surface des fils implantés était vraiment carbonisée. Voici les explications fournies par le Dr Roorda : « *le système d'injection sert normalement à*

*injecter des ions dans le "tandem", qui ne peut accepter que des courants ioniques ne dépassant pas quelques microampères. L'injecteur n'est pas conçu pour des courants forts. Les implantations requises pour notre étude nécessitaient des doses très élevées; à faible courant, elles auraient été de longue durée. De longues implantations ne posent pas de réels problèmes mais il faut que le vide soit excellent: de l'ordre de  $1 \times 10^{-8}$  mbar. Dans notre injecteur le vide se situe entre  $1 \times 10^{-5}$  et  $1 \times 10^{-6}$  mbar. Ce n'est nullement problématique pour de courtes implantations mais, si elles doivent être longues, nous risquons d'accumuler, en surface, non seulement des ions implantés, mais encore des résidus d'huile de pompage qui, eux, contiennent du carbone. La rétention de l'azote implanté est un autre problème à résoudre. L'azote est un gaz et il est possible qu'une bonne proportion des atomes implantés migre vers l'extérieur avant de réagir chimiquement avec les atomes de la cible. Les solutions sont les suivantes : (1) modifier l'injecteur pour augmenter les courants ioniques, (2) effectuer un meilleur vide en développant une pompe plus performante. Ces solutions, quoique possibles, nécessitent beaucoup de temps, de main-d'œuvre, d'expérience technique et de subventions.»*

En laboratoire, les fils orthodontiques à base de titane implantés ont démontré un potentiel certain pour réduire la friction. Par contre, les études in vivo n'ont démontré aucun potentiel clinique. Jusqu'à maintenant, seules deux études cliniques ont évalué l'effet de l'implantation ionique d'azote des fils sur le mouvement dentaire. D'autres études cliniques devront être menées pour aider la communauté

orthodontique à faire un meilleur choix parmi les fils disponibles sur le marché.

CHAPITRE 7  
**CONCLUSIONS**

## 7. CONCLUSIONS

1. Par ordre croissant des coefficients de friction statique, on retrouve : l'acier inoxydable, le BioForce Sentalloy avec IONGUARD, le BioForce Sentalloy, le TMA Low Friction avec IONGUARD et le TMA.
2. Avec une force normale de 200,00g (1,96 N), les fils implantés, le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le TMA Low Friction avec IONGUARD, ont démontré respectivement des réductions de leur coefficient de friction statique de 31,1% et 9,2% par rapport à leurs contrôles non-implantés. Une différence fut notée entre BioForce Sentalloy avec IONGUARD et son contrôle non-implanté. Aucune différence n'a été observée entre l'acier inoxydable et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD ni entre le TMA et le TMA Low Friction avec IONGUARD.
3. Avec une force normale de 300,00g (2,94 N), aucune différence n'a été observée entre le BioForce Sentalloy et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD malgré une réduction de friction de 11,8%. Par contre, une différence a été observée entre TMA Low Friction avec IONGUARD et le TMA avec une réduction de 12,8% du coefficient de friction statique.
4. Avec une force normale de 500,00g (4,91 N), aucune différence n'a été observée entre l'acier inoxydable et le BioForce Sentalloy avec IONGUARD. Une différence a été observée entre BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le BioForce Sentalloy, avec une réduction de 17,4% du coefficient de friction statique. Il en est de

même pour le TMA Low Friction avec IONGUARD et le TMA avec une réduction de 17,0% du coefficient de friction statique.

5. Les fils en TMA et en BioForce Sentalloy démontrent des différences entre les trois forces normales pour le coefficient de friction statique. Avec les fils en BioForce Sentalloy, on remarque une baisse du coefficient de friction statique lorsque la force normale est augmentée. Avec les fils en TMA, on dénote une hausse du coefficient de friction statique lorsque la force normale est augmentée. Les fils en acier inoxydable ainsi que les fils implantés n'ont pas démontré ce genre de variations.
6. De façon générale, l'analyse par AFM montre l'ordre croissant de rugosité de surface suivant : l'acier inoxydable, le TMA, le BioForce Sentalloy avec IONGUARD, le BioForce Sentalloy et le TMA Low Friction avec IONGUARD.
7. La surface des fils en acier inoxydable est la plus lisse.
8. Nous avons noté une différence entre le TMA et le TMA Low Friction avec IONGUARD, et ce pour les quatre paramètres d'évaluation de la rugosité de surface utilisés.
9. Aucune différence n'a été détectée entre le BioForce Sentalloy avec IONGUARD et le BioForce Sentalloy, et ce pour les quatre paramètres d'évaluation quantitative de la rugosité de surface.
10. La description qualitative de la topographie de surface indique une corrélation valable entre la rugosité de surface et la friction. Par contre, les valeurs quantitatives des paramètres de caractérisation de la rugosité de surface ne démontrent une corrélation importante que lorsqu'on exclut les fils en TMA.

11. En conclusion générale on peut affirmer, après observation des images obtenues par AFM, que la réduction de la friction des fils implantés est due principalement à la diminution importante des rugosités fines. La forme très pointue de ces pics favorise leur pénétration dans les aspérités de surface du matériau du boîtier, retardant ainsi le glissement de l'un sur l'autre. De plus, l'apparition, après implantation des fils, de protubérances de grande taille avec un ratio « hauteur/diamètre » bas peut diminuer la friction. En effet, il est moins probable que ces protubérances puissent pénétrer dans les aspérités de surface du matériau du boîtier, surtout si ce dernier est en acier inoxydable.

CHAPITRE 8  
**BIBLIOGRAPHIE**

## 8. BIBLIOGRAPHIE

ANDREASEN, G.F., HILLEMANN, T.B. (1971). An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc.* 82 (6) : 1373-1375.

ANDREASEN, G.F., MORROW, R.E. (1978). Laboratory and clinical analysis of nitinol wire. *Am J Orthod.* 73 (2) : 142-151.

ANDREASEN, G.F., QUEVADO, F.R. (1970). Evaluation of frictional forces in the 0,022''x0,028'' edgewise bracket in vitro. *J Biomech.* 3 (2): 151-160.

ANGOLOKAR, P.V., KAPILA, S., DUNCANSON, H.G., NANDA, R.S. (1990). Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 98 (6) : 499-506.

ARTICOLO, L.C., KUSY, R.P. (1999). Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 115 (1) : 39-51.

BARWART, O. (1996). The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 110 (5) : 553-558.

BEDNAR, J.R., GRUENDEMAN, G.W., SANDRICK, J.L. (1991). A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 100 (6) : 513-522.

BERKOVITZ, B.K.B., MOXHAM, B.J., NEWMAN, H.N. (1982). The effects of external forces on the periodontal ligament – the response to horizontal loads. *The periodontal ligament in health and disease* : 269-290.

BERNARD, D. (1999). Évaluation in vitro de la fatigue de fils orthodontiques de nickel-titane soumis à un test de pliage en trois points. 116p. *Mémoire de Maîtrise ès Sciences, Option Orthodontie. Université de Montréal.*

BINNIG, G., QUATE, C.F., GERBER, C. (1986). Atomic force microscope. *Phys Rev Lett*, 56 (9) : 930-933.

BOURAUUEL, C., FRIES, T., DRESCHER, D., PLIETSCH, R. (1998). Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod*, 20 (1) : 79-92.

BURSTONE, C.J. (1981). Variable-Modulus Orthodontics. *Am J Orthod*, 80 (1) : 1-16.

BURSTONE, C.J., BALDWIN, J.J., LAWLESS, D.T. (1961). The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod.* 31 (1) : 1-14.

BURSTONE, C.J., FARZIN-NIA, F. (1995). Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. *J Clin Orthod.* 34 (7) : 453-461.

BURSTONE, C.J., GOLDBERG, A.J. (1980). Beta-titanium: A new orthodontic alloy. *Am J Orthod.* 77 (2) : 121-132.

BURSTONE, C.J., QIN, B., MORTON, J.Y. (1985). Chinese NiTi wire: A new orthodontic alloy. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 87 (6) : 445-452.

BURSTONE, C.J., PRYPUTNIEWICZ, R.J., BOWLEY, W.W. (1978). Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions. *J Periodont Res.* 13 (4) : 283-294.

CHABROL, C. (1996). Implantation Ionique. *Technique de l'ingénieur. Matériaux Métalliques. Sous la direction de Gilles Pomey. Paris.* 12-1996. M4, M1219 : 1-6.

CHASON, E., PICRAUX, S.T., POATE, J.M., BORLAND, J.O., CURRENT, M.I., DIAZ DE LA RUBIA, T., EAGLESHAM, D.J., HOLLAND, O.W., LAW, M.E., MAGEE, C.W., MAYER, J.W., MELNGAILIS, J., TASCH, A.F. (1997). Ion beams in silicon processing and characterization. *J Appl Phys.* 81 (10) : 6513-6561.

CHEN, R., ZHI, Y.F., ARVYSTAS, M.G. (1992). Advanced chinese NiTi alloy wire and clinical observations. *Angle Orthod.* 62 (1) : 59-66.

COBB III, N.W., KULA, PHILLIPS, C., PROFFIT, W.R. (1998). Efficiency of multi-strand, superelastic Ni-Ti and ion implanted Ni-Ti archwires for initial alignment. *Clin Orthod Res.* 1 (1) : 12-19.

CRAIG, R.G., SLESNICK, H.J., PEYTON, F.A. (1965). Application of 17-7 precipitation-hardenable stainless steel in dentistry. *J Dent Res.* 44 (5) : 587-595.

DICKSON, J.A.S., JONES, S.P., DAVIES, E.H. (1994). A comparison of the frictional characteristics of five initial alignment wires and stainless steel brackets at three bracket to wire angulations – an in vitro study. *Br J Orthod.* 21 (1) : 15-22.

DOWNING, A., MCCABE, J., GORDON, P. (1994). A study of frictional forces between orthodontic bracket and arch wires. *Br J Orthod.* 21 (4) : 349-357.

DRAKE, S.R., WAYNE, D.M., POWERS, J.M., ASGAR, K. (1982). Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. *Am J Orthod*, 82 (3) : 206-210.

DRESCHER, D., BOURAUUEL, C., SCUMACHER, H. (1989). Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 96 (5) : 397-404.

FRANK, C.A., NIKOLAI, R.J. (1980). A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod*, 78 (6) : 593-609.

FROMSON, R.E., KOSSOWSKY, R. (1984). A review of ion implantation technology 1981-1983. *Carbide Tool J. (Sept-Oct)* : 3-8.

GARNER, L.D., ALLAI, W.W., MOORE, B.K. (1986). A comparison of friction forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 90 (3) : 199-203.

GIANELLY, A.A., GOLDMAN, H.M. (1971). Tooth movement. *Biological Basis of Orthodontics* : 117-204.

GIL, F.J., PLANELL, J.A. (1999). Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni-Ti shape memory alloys for orthodontic applications. *J Biomed Mater Res*, 48 (5) : 682-688.

GIL, F.J., SOLANO, E., CAMPOS, A., BOCCIO, F., SAEZ, I. ALFONSO, M.V., PLANELL, J.A. (1998). Improvement of the friction behaviour of NiTi orthodontic archwires by nitrogen diffusion. *Biomed Mater Eng.* 8 (5-6) : 335-342.

GLEASER, W.A. (1970). Factors that influence friction. *An engineer's guide to friction* : 2-6.

GOLDBERG, J., BURSTONE, C.J. (1979). An evaluation of beta-titanium alloy for use in orthodontic appliances. *J Dent Res.* 58 (2) : 593-599.

GOLDBERG, A.J., MORTON, J., BURSTONE, C.J. (1983). The flexure modulus of elasticity of orthodontic wires. *J Dent Res.* 62 (7) : 856-858.

GRABER, T., VANARSDALL, R.L. (1994). Biomechanical principles and reactions. *Orthodontics - Current Principles and techniques, Tome I* : 96-192.

GRABER, T., VANARSDALL, R.L. (1994). Bone physiology, metabolism, and biomechanics in orthodontic practice. *Orthodontics - Current Principles and techniques, Tome I* : 193-234.

GRABER, T., VANARSDALL, R.L. (1994). Application of Bioengineering to Clinical Orthodontics. *Orthodontics - Current Principles and techniques, Tome I* : 235-267.

GRABER, T., VANARSDALL, R.L. (1994). The Tweed-Merrifield edgewise appliance. *Orthodontics - Current Principles and techniques, Tome I* : 627-684.

HIXON, E.H., ATIKIAN, H., CALLOW, G.E., MCDONALD, R.J., TACY, R.J. (1969). Optimal force, differential force & anchorage. *Am J Orthod*, 55 (5) : 437-457.

INGRAM, S.B., GIPE, D.P., SMITH, R.J. (1986). Comparative range of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 90 (4) : 296-307.

JIA, W., BEATTY, M.W., REINHARDT, R.A., PETRO, T.M., COHEN, D.M., MAZE, C.R., STROM, E.A., HOFFMAN, M. (1999). Nickel release from orthodontic arch wires and cellular immune response to various nickel concentrations. *J Biomed Mater Res*, 48 (4) : 488-495.

KAPILA, S., ANGOLOKAR, P.V., DUNCANSON, M.G., NANDA, R.S. (1990). Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 98 (2) : 117-126.

KAPILA, S., SACHDEVA, R. (1989). Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 96 (2) :100-109.

KARMAKER, A.C., DIBENEDETTO, A.T., GOLDBERG, A.J. (1997). Continuous fiber reinforced composite materials as alternatives for metal alloys used for dental appliances. *J Biomater App.* 11 (3) : 318-328.

KEMLER, E.A. (1956). Effect of low temperature heat treatment on the physical properties of orthodontic wires. *Am J Orthod.* 42 : 793.

KHIER, S.E., BRANTLEY, W.A., FOURNELLE, R.A. (1991). Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 99 (4) : 310-318.

KULA, K., PHILLIPS, C., GIBILARO, A., PROFFIT, W.R. (1998). Effect of ion implantation of TMA archwires on the rate of orthodontic sliding space closure. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 114 (5) : 577-581.

KUSY, R.P. (1997). A Review of contemporary archwires : Their properties and characteristics. *Angle Orthod.* 67 (3) : 197-208.

KUSY, R.P. (1998). The future of orthodontic materials : the long-term review. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 113 (1) : 91-95.

KUSY, R.P., STUSH, A.M. (1987). Geometric and material parameters of a nickel-titanium and beta-titanium orthodontic arch wire alloys. *Dent Mater.* 3 (4) : 207-217.

KUSY, R.P., TOBIN, E.J., WHITLEY, J.Q., SIOSHANSI, P. (1992). Frictional coefficients of ion-implanted alumina against ion-implanted beta-titanium in the low load, low velocity, single pass regime. *Dent Mater.* 8 (3) : 167-172.

KUSY, R.P., WHITLEY, J.Q. (1990). Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots : the dry state. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 98 (4) : 300-312.

KUSY, R.P., WHITLEY, J.Q. (1997). Friction between different wire bracket configurations and materials. *Sem Orthod.* 3 (3) : 166-177.

KUSY, R.P., WHITLEY, J.Q. (1999). Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics : derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Europ J Orthod.* 21 (2) : 199-208.

KUSY, R.P., WILSON, T.W. (1990). Dynamic mechanical properties of straight titanium alloy arch wires. *Dent Mater.* 6 (4) : 228-236.

LANE, D.F., NIKOLAI, R.J. (1980). Effects of stress relief on the mechanical properties of orthodontic wire loops. *Angle Orthod.* 50 (2) : 139-145.

LOPEZ, I., GOLDBERG, A.J., BURSTONE, C.J. (1979). Bending characteristics of nitinol wire. *Am J Orthod*, 75 (5) : 569-575.

MALACZYNSKI, G.W., HAMDI, A.H., ELMOURSI, A.A., QIU, X. (1997). Ion implantation and diamond-like coatings of aluminum alloys. *J Mater Eng Perf*, 6 (2) : 223-239.

MARCOTTE, M.R. (1973). Optimum time and temperature for stress relief treatment of stainless steel wires. *J Dent Res*, 52 (6) : 1171-1173.

MARTIN, Y., WILLIAMS, C.C., WICKRAMASINGHE, H.K. (1987). Atomic force microscopy – force mapping and profiling on a sub 100-Å scale. *J Appl Phys*, 61 (10) : 4723-4729.

MCHARGUE, C.J. (1989). Ion implantation in metals and ceramics. *Int Metals Rev*, 31 : 49-76.

MELING, T.R., ODEGAARD, J. (1998a). The effect of temperature on the elastic responses to longitudinal torsion of rectangular nickel titanium archwires. *Angle Orthod*, 68 (4) : 357-368.

MELING, T.R., ODEGAARD, J. (1998b). The effect of short-term temperature changes on the mechanical properties of rectangular nickel titanium archwires tested in torsion. *Angle Orthod*, 68 (4) : 369-376.

MENDEZ, J., VIOLAN, P., DENANOT, M.F. (1987). Influence of nitrogen implantation on the fatigue properties of metals related to the nature of crack initiation mechanisms. *Nucl Instrum Methods Phys Res. Sect B 19/20* : 232-235.

MIURA, F., MOGI, M., OHURA, Y., HAMANAKA, H. (1986). The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop. 90* (1) : 1-10.

MIURA, F., MOGI, M., OHURA, Y., KARIBE, M.(1988). The super-elastic property Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *Am J Orthod Dentofac Orthop. 94* (2) : 89-96.

MOINE, P., POPOOLA, O., VILLAIN, J.P. (1986). Wear behaviour of N<sup>+</sup> implanted NiTi alloys. *Scrip Metal. 20* (3) : 305-310.

MOHLIN, B., MULLER, H., ODMAN, J., THILANDER, B. (1991). Examination of chinese NiTi wire by combined clinical and laboratory approach. *Eur J Orthod. 13* (5) : 386-391.

NAKANO, H., SATOH, K., NORRIS, R., JIN, T., KAMEGAI, T., ISHIKAWA, F., KATSURA, H. (1999). Mechanical properties of several nickel-titanium wires in three-point bending tests. *Am Journal Orthod Dentofac Orthop. 115* (4) : 390-395.

NICOLLS, J. (1968). Frictional forces in fixed orthodontic appliances. *Dent Prac.* 18 (10) : 362-366.

PAPANASTASOULIS, G. (2000). Évaluation in vitro de la biocompatibilité de fils orthodontiques en nickel-titane ayant subi une implantation ionique d'azote : comparaison avec 3 types de fils disponibles sur le marché. 174p. Mémoire de Maîtrise ès Sciences, Option Orthodontie, Université de Montréal.

PROFFIT, W.R. (1999). Malocclusion and dentofacial deformity in contemporary society. *Contemporary orthodontics* : 2-22.

PROFFIT, W.R. (1999). The biologic basis of orthodontic therapy. *Contemporary orthodontics* : 296-325.

PROFFIT, W.R. (1999). Mechanical principles of orthodontic force control. *Contemporary orthodontics* : 326-361.

PROSOSKI, R.R., DAGBY, M.D., ERICKSON, L.C. (1991). Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 100 (4) : 341-348.

QUATE, C.F. (1994). The AFM as a tool for surface imaging. *Surf Sci.* 299/300 : 980-995.

OGATA, R.H., NANDA, R.S., DUNCANSON, M.G., SINHA, P.K., CURRIER, G.F. (1996). Frictional resistance in stainless steel bracket-wire combinations affects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 109 (5) : 535-542.

REITAN, K. (1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod*, 43 (1) : 32-45.

RIVIÈRE, J.P. (1992). Surface modification by ion implantation and ion beam mixing. *Nucl Instrum Methods Phys Res Sect B*, 68 (II) : 361-368.

ROBERTS, W.E., GOODWIN, W.C., HEINER, S.R. (1981). Cellular response to orthodontic force. *Dent Clin North Am*, 25 (1) : 3-17.

RYAN, R., WALKER, G., FREEMAN, K., CISNEROS, G.J. (1997). The effects of ion implantation on rate of tooth movement : An in vitro model. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 112 (1) : 64-68.

RYGH, P. (1977). Orthodontic root resorption studied by electron microscopy. *Angle Orthod*, 47 (1) : 1-16.

SACHDEVA R.C.L. (1994). Variable transformation temperature orthodontics : Copper Ni-Ti makes it a reality. *Clin Impress*, 3 (1) : 2-5.

SCHAUS, J.G., NIKOLAI, R.J. (1986). Localized, transverse, flexural stiffnesses of continuous arch wires. *Am J Orthod*, 89 (5) : 407-414.

SERWAY, R.A. (1992). Lois du mouvement. *Physique I. Mécanique* : 140-142.

SIOHANSI, P. (1987). Medical application of ion implantation (IONGUARD™) for overall improvement of titanium alloys. *Nucl Instrum Methods Phys Res, Sect B* 24/25 : 767-770.

STOREY, E., SMITH, R. (1952). Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Austral J Dent*, 56 (1) :11-18.

SWARTZ, C.E., MINER, T. (1996). Friction. *Teaching Introductory Physics :a Sourcebook* : 87-100.

THUNDAT, T., ZHENG, X.Y., CHEN, G.Y., WARMACK, R.J. (1993). Role of relative humidity in atomic force microscopy imaging. *Surf Sci Lett*, 294 : L939-L943.

TIDY, D.C. (1989). Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 96 (3) : 249-254.

VAN HOVE, M.A. (1999). Atomic surface structure determination : comparison of techniques. *Surf Interface Anal*, 28 : 36-43.

WEST, A.E., JONES, M.L., NEWCOMBE, R.G. (1995). Multiflex versus superelastic : A randomized clinical trial of the tooth alignment ability of initial arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 108 (5) : 464-471.

WILKINSON, J.V. (1962). Some metallurgical aspects of orthodontic stainless steel. *Angle Orthod*, 48 : 192-206.

ZUFFAL, S.W., KENNEDY, K.C., KUSY, R.P. (1998). Frictional characteristics of orthodontic archwires against stainless steel and ceramic brackets in the passive and active configurations. *J Mater Sci Mater Med*, 9 : 611-620.

ZUFFAL, S.W., KUSY, R.P. (2000). Sliding mechanics of coated composite wires and the development of an engineering model for binding. *Angle Orthod*, 70 (1) : 34-47.

CHAPITRE 9  
**ANNEXES**

## **9. ANNEXES**

Les pages suivantes sont tirées du syllabus de cours du Dr Claude Remise, professeur titulaire à la Section d'orthodontie de la Faculté de Médecine Dentaire de l'Université de Montréal.

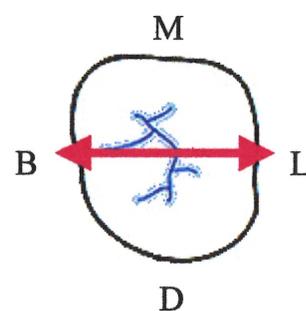
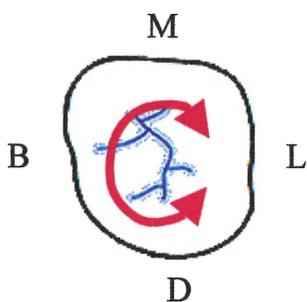
## 9.1 Annexe I : Les trois ordres des mouvements orthodontiques

Afin de standardiser les discussions nous allons définir les mouvements dentaires dans 3 catégories distinctes: mouvements de 1<sup>er</sup>, 2<sup>ème</sup> et 3<sup>ème</sup> ordres.

### Mouvements de 1<sup>er</sup> ordre:

Ce sont les mouvements qui sont observés en vue occlusale:

- a- mouvement de rotation
- b- mouvement bucco-lingual

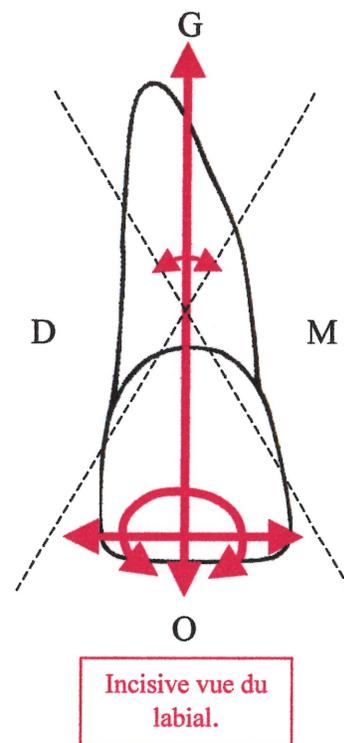
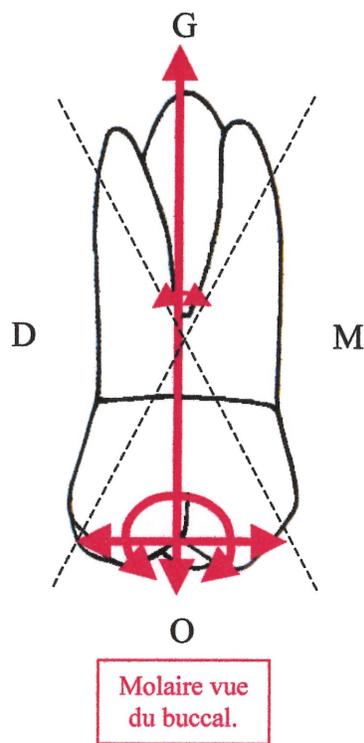


B : buccal,  
 D : distal,  
 L : lingual,  
 M : mésial.

### Mouvements de 2<sup>ème</sup> ordre:

Ce sont les mouvements qui sont observés en vue buccale ou en vue labiale:

- a- inclinaisons mésio-distales
- b- niveau occluso-gingival



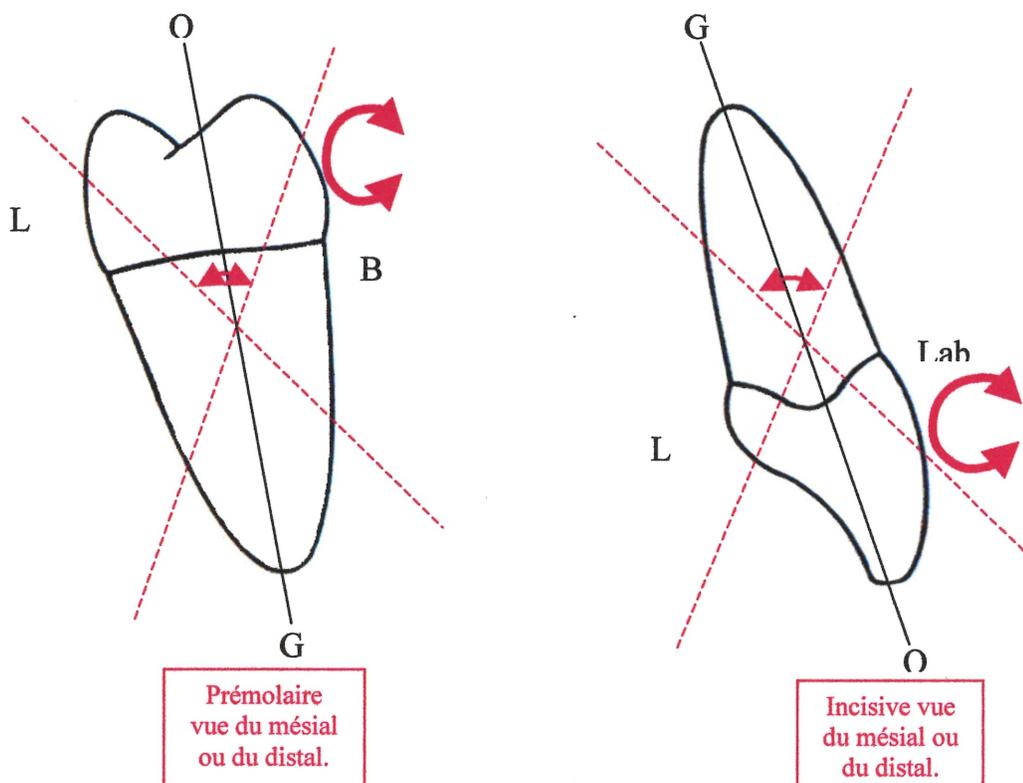
O : occlusal,  
G : gingival.

### Mouvements de 3<sup>ème</sup> ordre:

Ce sont les mouvements qui sont observés en vue mésiale ou en vue distale pour chaque dent:

- a- inclinaison labio-linguale pour les antérieures
- a- inclinaison bucco-linguale pour les postérieures

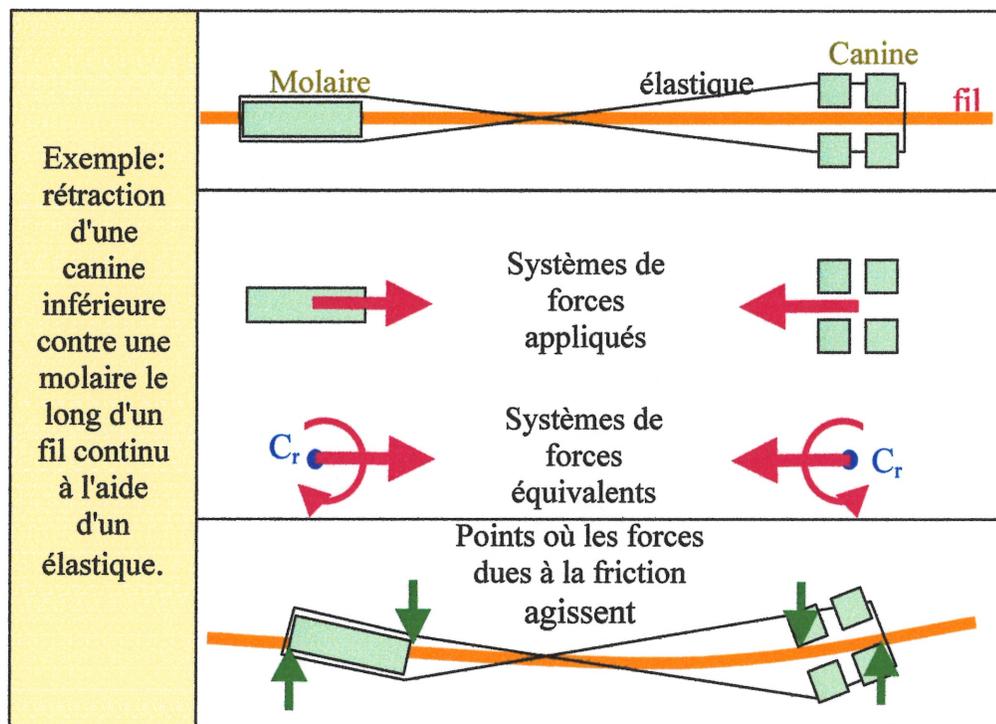
Ces mouvements bucco-linguaux ou labio-linguaux s'accomplissent essentiellement par "torque" radiculaire (mouvement de racine).



Lab. : labial.

## 9.2 Annexe II : Friction due à la rétraction d'une canine

Illustration montrant la rétraction d'une canine inférieure contre une molaire le long d'un fil continu à l'aide d'un élastique. On remarque le contact en deux points du fil avec le boîtier d'une dent (canine ou molaire) qui a subi une bascule.



### 9.3 Annexe III : Ligatures métalliques

Les ligatures métalliques poussent le fil contre la base de la lumière du boîtier et augmentent la friction et la force normale lors d'un mouvement de rétraction ou d'alignement.

