

Université de Montréal

Étude de modélisation de stratégies opératoires d'instrumentation du rachis  
scoliotique à l'aide de la logique floue

Par  
Marie-Lyne Nault

Département de sciences biomédicales  
Faculté de médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de  
Maître ès sciences (M.Sc.)  
en sciences biomédicales

Avril 2005

©Marie-Lyne Nault, 2005



W

4

U58

2005

v. 157

## AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

## NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :  
Étude de modélisation de stratégies opératoires d'instrumentation du rachis  
scoliotique à l'aide de la logique floue

Présenté par :

Marie-Lyne Nault

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Benoit Poitras (président-rapporteur)  
Hubert Labelle (directeur)  
Carl-Éric Aubin (codirecteur)  
Jean Ouellet (membre du jury)

### **Résumé et mots clés**

Dans le domaine de la chirurgie de la scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA), la sélection des courbures à instrumenter et fusionner est complexe et requiert généralement l'expérience d'un chirurgien expert dans le domaine. Or, une publication récente a démontré que l'expérience individuelle des chirurgiens mène à des approches très divergentes pour un cas donné.

Le double objectif de cette étude est d'abord de démontrer la faisabilité d'utiliser la logique floue afin de modéliser le processus de décision des courbures à instrumenter pour les courbures thoraciques dans la chirurgie de la SIA et ensuite de valider ces modèles.

Deux modèles de logique floue ont été développés, l'un pour la courbure thoracique proximale et l'autre pour la courbure lombaire sus et sous jacents à la courbe thoracique. Les modèles sont issus de données provenant d'une revue de la littérature et représentent une intégration des règles et conduites à tenir actuellement acceptées. Le traitement des variables par la logique floue génère une suggestion de fusionner ou non une courbure soumise au modèle.

La validation des modèles a été effectuée à l'aide d'une base de données de 30 cas avec SIA au niveau thoracique nécessitant une correction chirurgicale. Cinq chirurgiens experts de la SIA ont évalué les cas indépendamment et ont déterminé les niveaux de fusion et d'instrumentation optimaux. Les cas ont été ensuite soumis aux modèles de logique floue et des statistiques kappa ont été utilisées pour évaluer la concordance entre les traitements des chirurgiens et des modèles (0.71 pour les courbes thoraciques proximales et 0,64 pour les lombaires).

Cette étude a démontré la faisabilité de développer un outil utilisant la logique floue dans le domaine de la chirurgie pour la SIA, ainsi que la validité de l'outil. Il s'agit de la première utilisation de la logique floue pour l'assistance à la décision chirurgicale dans la SIA.

Mots clés : Logique floue, scoliose idiopathique, planification chirurgicale, niveaux de fusion.

### ***Summary and key words***

Selection of the appropriate curve to instrument and fuse for surgery in adolescent idiopathic scoliosis [AIS] is a complex task. The decision as to which spinal curve, i.e. proximal thoracic, main thoracic or lumbar, needs to be instrumented and included in the fusion relies mostly on each surgeon's past experience, while recently published data has revealed a high variability of spinal instrumentation configurations among spinal surgeons in AIS. Our objective is to develop and validate a computer-assisted tool based on fuzzy logic modeling to help decision-making for thoracic curves in AIS.

First, two models have been developed, one for proximal thoracic curves and the other for lumbar curves. These models were constructed using data from a literature review. Models calculate the level of suggestion for the indication to perform an instrumentation and fusion of the proximal thoracic and/or lumbar curves for a particular subject.

Second, a database regrouping thirty surgical cases of AIS was used for the validation. Five spine surgeons evaluated each case independently in order to determine the optimal levels of instrumentation and fusion. Cases were then submitted to the fuzzy logic models to generate output about the best treatment for each case. Kappa statistics between the model outputs and the average decision of surgeons were calculated.

Validation was performed and provided the following results: kappa statistics for thoracic curves of 0,71 and 0,64 for lumbar curves, thus indicating a good agreement between the fuzzy logic models and the surgeon's decisions.

This is the first report on the use of fuzzy logic to assist the decision-making process in the field of spinal deformity surgery.

Key words : fuzzy logic, idiopathic scoliosis, surgery planning, level of fusion.

## TABLE DES MATIÈRES

Identification du jury .....	ii
Résumé en français et mots-clés .....	iii
Résumé en anglais et mots-clés .....	iv
Table des matières .....	v
Liste des tableaux .....	vii
Liste des figures .....	viii
Liste des abréviations .....	ix
Remerciements .....	x
1. Introduction	
1.1. La scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA) .....	1
1.1.1. Définition .....	1
1.1.2. Traitement .....	1
1.1.3. Chirurgie de la SIA .....	2
1.1.4. Planification de la chirurgie pour la SIA .....	3
1.2. La logique floue .....	5
1.3. Rôle potentiel de la logique floue dans le domaine de la chirurgie de la SIA .....	9
1.4. Objectifs et hypothèses .....	10
2. Méthodologie	
2.1. Développement des modèles .....	12
2.1.1. Revue des connaissances .....	12
2.1.2. Définition des prémisses : modèle thoracique proximal .....	12
2.1.3. Définition des prémisses : modèle lombaire .....	13
2.1.4. Définition de la conclusion .....	13
2.1.5. Définition du nombre et la répartition des ensembles flous pour chacune des prémisses et conclusions .....	14
2.1.6 Définition des règles .....	15
2.2. Validation .....	15
3. Articles .....	18

3.1. Présentation du premier article .....	18
3.2. Présentation du deuxième article .....	49
4. Discussion générale des résultats .....	76
4.1. Classifications .....	76
4.2. Étalon .....	79
4.3. Solutions pour l'avenir .....	81
5. Conclusion .....	84
Bibliographie .....	85



## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1: Indications pour le traitement chirurgical de la SIA

Article 1 Tableau 1: Example of 5 rules of the proximal thoracic curve model

Article 1 Tableau 2: Example of 5 rules of the lumbar curve model

Article 2 Tableau 1: Selected parameters for both models (PTC and LC).

Each parameter represents an input for the model processing.

Article 2 Tableau 2: Percentage of cases in each model for which 3,4, or 5 surgeons out of 5 agreed on curve selection for instrumentation and fusion.

Article 2 Tableau 3: Percentage of cases in each model for which 3, 4, or 5 surgeons out of 5 agreed on selection of vertebral level for instrumentation and fusion. The last line represents the percentage of cases for which a majority of surgeons did not agree on the appropriate vertebral level.

Article 2 Tableau 4: Distribution of the concordant and non concordant pairs of treatment proposition between the gold standard set by surgeons and the fuzzy logics models.

Article 2 Tableau 5 : Presentation of the disagreeing cases for both models. NF stands for non-fusion and F for fusion. The number out of 5 represents the number of surgeons agreeing and the percentage, the level of certitude to instrument and fuse a PTC or LC provided by the fuzzy logics models.

## LISTE DES FIGURES

Figure 1: Signification et précision dans le monde réel

Figure 2: Termes et concepts en logique floue

Figure 3: Graphique de la conclusion des modèles de logique floue

Figure 4 : Graphique de la prémisse de l'angle de Cobb

Article 1 Figure 1: Example of a fuzzy logic graph applied to the bending Cobb  
angle

Article 1 Figure 2: Proximal thoracic model

Article 1 Figure 3: Lumbar model

Article 1 Figure 4: Example of a 15 years old patient

Article 1 Figure 5: Proximal thoracic model with the parameters of the patient  
presented in figure 4

Article 2 Figure 1: Example of a 13 years old patient

Article 2 Figure 2 : Example of a 16 years old patient with a proximal thoracic  
curve not included in instrumentation and fusion

Article 2 Figure 3 : Example of a 13 years old girl with main thoracic curve  
extending to proximal levels.

Article 2 Figure 4 : Example of a 13 years old girl with a lumbar curve not  
included in instrumentation and fusion. No decompensation  
is seen at 1 year and 3 years follow up.

Figure 5: Classification de King

Figure 6: Classification de Lenke

## LISTE DES ABRÉVIATIONS

AIS : Adolescent idiopathic scoliosis

SIA : Scoliose idiopathique de l'adolescence

PTC : Proximal thoracic curve

LC : Lumbar curve

TC : Thoracic curve

PA : Postero-anterior

## REMERCIEMENTS

Plusieurs personnes ont contribué au bon déroulement de ce projet. Tout d'abord, le Dr Hubert Labelle qui malgré des activités cliniques et de recherches nombreuses a pris le temps de participer aux différentes phases de création de ce mémoire. Conscient des lacunes de la formation médicale dans le domaine de la recherche, il a su mettre sur pied le programme Mentor, programme stratégique de formation sur les troubles de mobilité et de posture des Instituts de Recherche en Santé du Canada (IRSC) afin d'aider entre autres, les futurs médecins à intégrer la recherche à leur curriculum actuel. La réalisation de ce mémoire n'aurait pu être complétée sans son appui moral, linguistique et financier.

Ingénieur de formation, notre co-directeur, le Dr Carl-Éric Aubin, dévoue sa carrière à l'avancement des applications technologiques au monde médical. Son expertise et son esprit visionnaire ont permis l'application de la logique floue à la SIA et l'exploration de ses possibilités au sein de ce mémoire.

Nous désirons exprimer notre reconnaissance envers le Dr Marek Balazinski, pour sa patience exemplaire dans l'explication de nouveaux concepts et pour son expertise dans le domaine de la logique floue.

Finalement, nous remercions en plus du programme Mentor, les Instituts de Recherche en Santé du Canada et le programme de bourse d'été du COPSE qui a permis la réalisation de deux stages de recherche d'été dans le cadre de ce projet.

## **INTRODUCTION**

### **1.1. La scoliose idiopathique de l'adolescence**

#### **1.1.1. Définition**

La scoliose est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique, accompagnée d'une rotation des vertèbres dans la convexité de la courbure. Cette déviation est traduite selon Perdriolle et Vidal (1981) par des déviations dans les plans sagittal (dos plat, cypho-scoliose, dos creux), coronal (déséquilibre des épaules et du bassin) et transverse (gibbosité). Il existe différents types de scoliozes, les scoliozes non structurelles incluant les anomalies posturales, l'inégalité des membres inférieurs, les spasmes musculaires et les scoliozes structurelles. Ces dernières sont divisées en 4 groupes, les scoliozes d'origine ostéogéniques, neuropathiques, myopathiques et idiopathiques. La scoliose idiopathique représente 85% de tous les cas de scoliozes structurelles et est divisée en trois classes, infantile, juvénile et adolescente. La scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA) est découverte par définition après l'âge de 10 ans jusqu'à la fin de la croissance. La prévalence de la scoliose dans la population est de 2-3% pour les courbures de moins de 10 degrés et de 0,1 à 0,3% pour les courbures supérieures à 30 degrés. L'évolution de la déformation est difficilement prédictible et lorsque la courbure atteint une certaine amplitude, elle doit être traitée.

#### **1.1.2. Traitement**

Actuellement, il existe différentes modalités d'intervention non chirurgicale en ce qui concerne les scoliozes idiopathiques de l'adolescence d'amplitude légère à modérée, c'est-à-dire généralement reconnues de moins de 50 degrés d'angle de Cobb selon LaGrone et King (1997). Parmi les modes d'interventions, on pense entre autres à la physiothérapie, la stimulation

électrique, l'ostéopathie et le port d'un corset (orthèse thoraco-lombo-sacrée). De toutes ces méthodes la plus reconnue est le corset, quoique son efficacité n'est pas démontrés hors de tout doute (Dickson 1999).

Par ailleurs, il est important de comprendre que pour deux patients distincts, une déformation modérée entre 40 et 50 degrés d'angle de Cobb se traduira différemment au niveau de la cage thoracique et de sa posture, tout dépendant du type de courbure et des tissus mous (musculaire, conjonctif et adipeux). Ainsi, dépendant de l'aspect physique de la déformation, l'un pourra être satisfait de son apparence et acceptera le traitement conservateur alors que l'autre optera d'emblée pour la chirurgie (Bridwell 1999).

En règle générale, la correction chirurgicale est recommandée pour les SIA de plus de 50 degrés. Par ailleurs, la chirurgie sera parfois suggérée malgré un angle de Cobb inférieur à 50 degrés, suivant les indications présentées dans le tableau I.

**Tableau I – Indications pour le traitement chirurgical de la SIA**

---

Angle de Cobb > 50°
Angle de Cobb > 40° et squelette immature
Progression en dépit d'un traitement par corset
Déformation inacceptable pour le patient

---

### **1.1.3. Chirurgie de la SIA**

Selon Bridwell, l'objectif de la chirurgie pour la SIA est de permettre au patient de fonctionner, se sentir et paraître mieux, pour les prochaines années de sa vie, par rapport à un groupe de patients contrôles avec la même déformation n'ayant pas été traité par chirurgie (Bridwell 1999). Plus spécifiquement, la correction de la déformation de la cage thoracique, la préservation d'un

nombre maximal de segments vertébraux non fusionnés pour conserver une mobilité optimale, de même qu'une préservation ou une augmentation de la fonction respiratoire font partie des objectifs spécifiques de la chirurgie (Bridwell 1999).

La chirurgie de la scoliose comprend 2 étapes principales, l'arthrodèse vertébrale et l'instrumentation. L'instrumentation consiste au redressement des vertèbres sélectionnées à l'aide de vis pédiculaires, de crochets et de tiges. Lors d'une approche postérieure, des vis pédiculaires sont utilisées principalement pour la région thoracolombaire et lombaire et des crochets pour les niveaux plus proximaux. Cette approche est indiquée pour la plupart des courbures notamment les courbures doubles ou triples et les thoraciques proximales. L'approche antérieure consiste en la fixation des corps vertébraux à l'aide de vis et est indiquée pour les courbures simples thoraciques ou thoraco-lombaires. L'instrumentation permettra une éventuelle arthrodèse vertébrale suivant un alignement adéquat.

#### ***1.1.4. Planification de la chirurgie pour SIA***

L'un des points importants au cours de la planification chirurgicale implique la sélection des niveaux de fusion et d'instrumentation. Comme nous l'avons vu précédemment dans les objectifs de la chirurgie, il est important de conserver un nombre maximal de niveaux mobiles tout en performant une correction satisfaisante de l'apparence du patient. Or le processus de sélection actuel des niveaux de fusion semble essentiellement basé sur l'expérience du chirurgien et pour un même patron de déformation du rachis deux chirurgiens différents auront des stratégies divergentes (Aubin 2004).

Un nombre impressionnant d'études a été publié dans le but d'établir des règles fixes pour la sélection des vertèbres à fusionner et ainsi uniformiser la stratégie opératoire. Malheureusement, depuis le premier article de Ferguson en 1930, la controverse et le nombre de stratégies ne fait

qu'augmenter, en particulier dans les scolioses thoraciques. En fait, il existe deux points particulièrement névralgiques pour ce type de courbures. Premièrement, la décision de fusionner et instrumenter ou non la courbure thoracique proximale sus-jacente à la courbure thoracique principale, et deuxièmement, la décision de fusionner et instrumenter ou non la courbure lombaire sous-jacente.

La courbure thoracique proximale est une source potentielle de déséquilibre des épaules et de décompensation du tronc lorsque non instrumentée lors du traitement d'une courbure thoracique droite (Lenke 1994). Elle est souvent non instrumentée compte tenu de sa position crâniale, de sa faible amplitude relative comparativement à la courbure thoracique principale, et de la nécessité d'instrumenter et de fusionner le moins de niveaux vertébraux possibles pour limiter la diminution de la mobilité vertébrale. En contrepartie, une instrumentation non nécessaire de niveaux vertébraux peut mener à une dégénérescence discale précoce (Hilibrand 1999).

La non fusion de la courbure lombaire peut causer un déséquilibre du tronc, soit une translation antéro-postérieure ou latérale du thorax par rapport au bassin, ce qui est généralement reconnu comme une décompensation (Thompson 1990, Mason 1991, Lenke 1992). D'un autre côté, une fusion non nécessaire de niveaux lombaires, pourrait devenir la cause d'une ostéoarthrose facettaire prématurée des niveaux adjacents à la fusion (Hambly 1998) ou entraîner un risque de dos plat lombaire (syndrome du flat-back, LaGrone 1988).

En conséquence, chacune des décisions, instrumentation et fusion ou non, peut s'accompagner de conséquences relativement importantes qui méritent d'être considérées afin d'obtenir le traitement optimal pour chaque patient.

Dans les années 60-70, avec l'utilisation des tiges d'Harrington, les indications de traitement étaient plus simples et suivies par la majorité des chirurgiens.

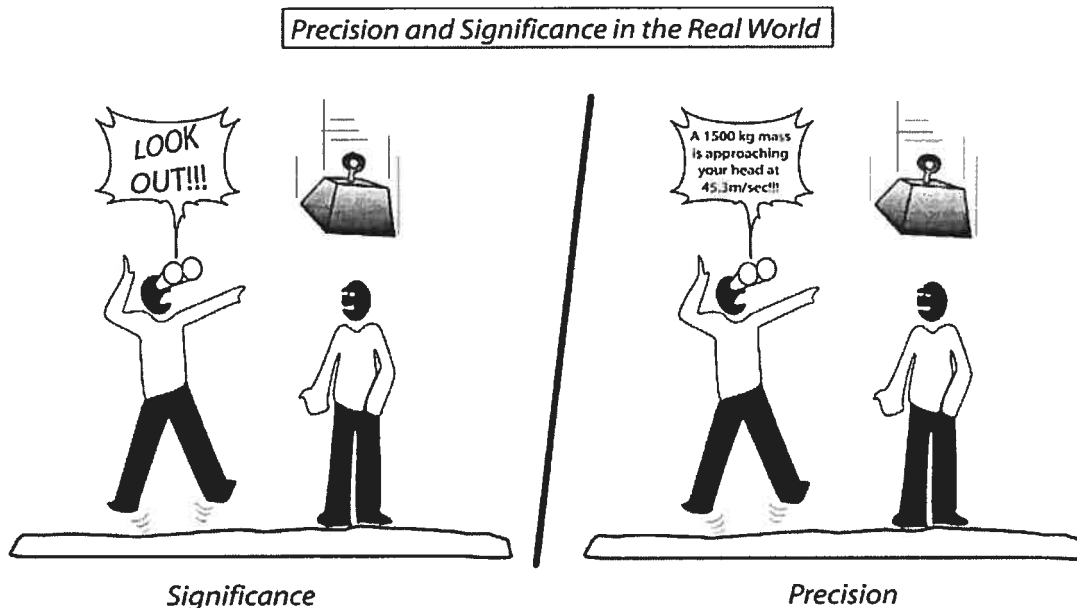


Toutefois, avec l'instauration de systèmes d'instrumentation modernes, permettant la fixation segmentaire, les possibilités sont vastes et les règles de plus en plus complexes. Actuellement, plusieurs règles existent extraites de revue de séries de cas, mais l'application simultanée de toutes ces règles face à un cas s'avère ardue. Afin de définir le traitement optimal, les chirurgiens peuvent aussi utiliser les systèmes de classifications orientées sur le traitement. Les trois plus utilisées sont celles de King (King 1983), Lenke (Lenke 2001) et la classification 3D de la Scoliosis Research Society (Asher 2003). Chacune contient un certain nombre de classes associées à un schéma particulier de courbures et suggérant des niveaux d'instrumentation et fusion. Or, dans un contexte clinique la classification des courbures selon King et Lenke est peu reproductible entre chirurgiens experts (Richards 2003).

### ***1.2. La logique floue***

Dans notre société industrialisée, plusieurs décisions sont prises par l'homme afin de réaliser des tâches précises. Malgré une technologie impressionnante, il demeure impossible de fabriquer des machines capables de rivaliser avec l'intelligence humaine. Effectivement, la prise de décisions repose fréquemment sur des contraintes et des conséquences imprécises et non prévisibles.

L'inaptitude des machines à reproduire la pensée humaine relève d'une différence fondamentale existant entre les deux formes d'intelligence, humaine et mécanique. Cette différence repose sur la capacité de l'humain à réfléchir en des termes imprécis ou encore flous. Par exemple, on parlera de petite voiture, grand garçon, bel arbre et jamais il ne sera nécessaire d'ajouter une quelconque précision numérique afin d'être compris par un autre homme. La figure 1 illustre parfaitement ce phénomène.



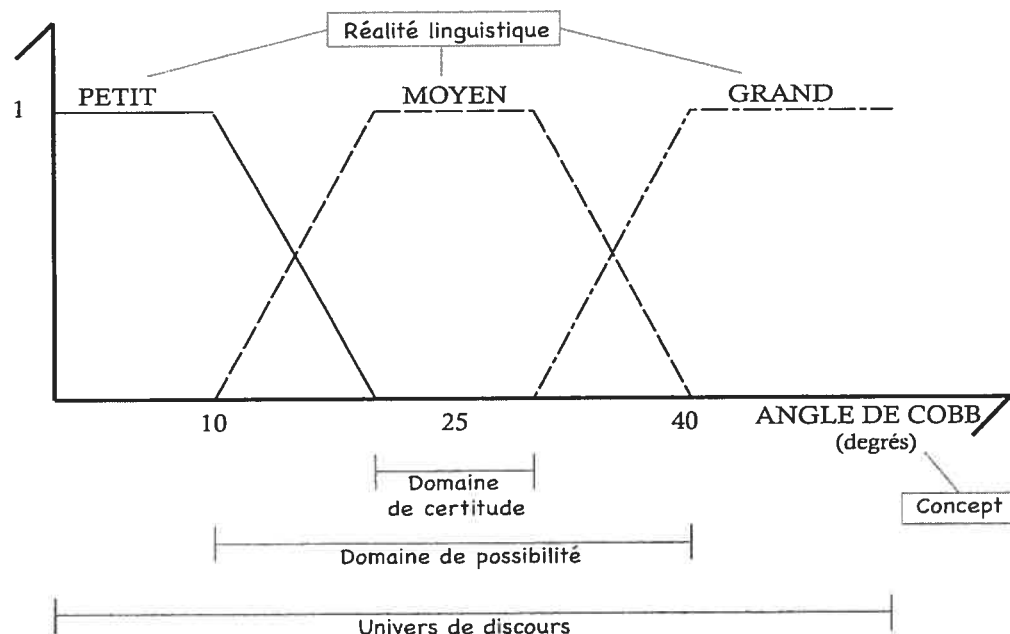
**Figure 1- Signification et précision dans le monde réel**

En effet, peu importe le niveau de connaissance en physique des corps libres d'un homme impliqué dans la situation du mannequin de gauche, il réagirait en des termes imprécis. Il est d'ailleurs intéressant de remarquer à quel point, la vignette de droite illustre une situation extrêmement précise mais totalement dénuée de pertinence, alors qu'au contraire le texte de la vignette de gauche est fort imprécis mais extrêmement significatif, particulièrement pour le mannequin recevant la masse.

Bien conscient que lorsque la complexité augmente, l'information précise perd sa pertinence et l'information pertinente perd sa précision, Lofti Zadeh a décrit pour la première fois en 1978 une nouvelle forme de logique : la logique floue.

A priori, le mot logique ne peut être associé au mot flou. En réalité, le mot logique est généralement associé à la logique booléenne, une logique formelle et rigoureuse soutenue par la théorie booléenne des ensembles. Or, tout dépendant de l'axiomatique choisie, il existe plusieurs types de logique et une logique basée sur la théorie des sous-ensembles « flous » devient la logique floue.

Les sous-ensembles flous peuvent en fait être représentés par un qualificatif imprécis. La figure 2 démontre ces sous-ensembles de même que les termes et concepts relatifs à la logique floue.



**Figure 2 : Termes et concepts en logique floue**

**Concept** : Domaine auquel appartiennent les différents faits dans un modèle de logique floue. Il représente une prémisse d'un éventuel modèle de logique floue.

Ex. : l'angle de Cobb

**Réalité linguistique** : Expression linguistique d'un fait.

Ex. : pour le concept de l'angle de Cobb : petit, moyen et grand

**Évaluation** : Évaluation faite par l'observation et le jugement d'un cas particulier.

Ex. : on regarde une radiographie postéro antérieure d'un rachis et on évalue l'angle de Cobb à environ 20 degrés.

**Sous-ensemble flou** : Catégories appartenant à un concept

Ex. : Le sous-ensemble flou « petit » pour l'angle de Cobb

**Possibilité d'appartenance** : Niveau de 0 à 1 d'adhérence à un concept. Représente l'ordonné du graphique d'une prémisse.

**Univers de discours** : Référentiel d'un concept.

Ex. : Toutes les valeurs d'angle de Cobb pouvant exister.

**Domaine de certitude** : Les angles de Cobb placés dans cet espace appartiendront à 100% à la réalité linguistique.

Ex. : Un angle de Cobb de 10 degrés appartient seulement à la catégorie « petit ».

**Domaine de possibilité** : Les angles de Cobb excédant le domaine de certitude pourront contenir des caractéristiques de deux réalités linguistiques distinctes.

Ex. : Un angle de Cobb de 25 degrés peut appartenir en partie à la catégorie « petit » et « moyen ».

La logique floue donne la possibilité de traiter des inputs irréguliers et imprécis. Elle devient parfaitement appropriée pour le développement de systèmes d'aide à la décision dans des conditions incertaines.

La logique floue a été employée dans le développement de multiples appareils électroniques. Par exemple, il existe des machines à laver utilisant pour certains cycles la logique floue. La machine, à l'aide de capteurs peut évaluer le poids des vêtements, la température de l'eau, la concentration de détergent etc. Ces paramètres sont ensuite intégrés dans un logiciel de logique floue qui déterminera la quantité d'eau nécessaire, la température adéquate et le temps de brassage afin d'assurer le meilleur lavage possible en utilisant un minimum d'eau et d'énergie. Dans un contexte plus médical, la logique floue est la base de différents systèmes d'aide à la décision. L'un d'entre eux, destiné aux médecins de famille, permet de déterminer la sévérité d'une condition médicale. Certains paramètres doivent être insérés dans le logiciel, comme l'état général, la coloration, des paramètres biochimiques etc et le logiciel génère la sévérité de la condition associée à ces paramètres. Il est intéressant

de remarquer que ce genre de logiciel de logique floue traite une multitude de paramètres subjectifs et objectifs afin de générer une suggestion de conduite à tenir.

Afin de faciliter l'utilisation de la logique floue, un logiciel a été développé à l'École Polytechnique de Montréal et l'Université de Technologie de Silésie à Gliwice (Pologne) (Balazinski 1993). Ce logiciel, nommé Fuzzy-Flou, permet de développer des systèmes d'aide à la décision.

La modélisation d'un système expert humain à l'aide de Fuzzy-Flou requiert au préalable la préparation d'une base de connaissance. Cette base de connaissance est développée manuellement par un expert qui suit les étapes suivantes :

1. Définir les prémisses : il y a autant de prémisses que de variables d'entrées
2. Définir les conclusions : il y a autant de conclusions que de variables de sorties
3. Définir le nombre d'ensemble flous pour chacune des prémisses et conclusions
4. Définir la répartition des ensembles flous pour chacune des prémisses et des conclusions
5. Définir la forme de chacun des ensembles flous : la forme étant trapézoïde aux dimensions variables pouvant aller au triangle
6. Définir les règles flous qui représentent le lien entre les sous-ensembles flous

À l'aide de la base de connaissance développée, le système d'aide à la décision pourra intégrer un certain nombre d'« inputs » flous, correspondant aux prémisses, et fournir des « outputs », soient les conclusions attendues. L'intégration se fait par la sommation des centres de gravité de chacune des prémisses.

Suite à l'analyse de la situation actuelle concernant la prise de décision dans la chirurgie de la SIA, il est intéressant de se pencher sur la possibilité de développer un outil d'aide à la décision pour ce domaine précis. À notre connaissance, aucune tentative du genre n'a été documentée.

### ***1.3. Rôle potentiel de la logique floue dans le domaine de la chirurgie de la SIA***

Un observateur externe aurait du mal à croire que les paramètres entourant la planification chirurgicale de la SIA soient entourés d'imprécision. En effet, la plupart de ces paramètres semblent très objectifs, nous n'avons qu'à penser à l'angle de Cobb. Cet angle, largement utilisé, a toutefois une reproductibilité variable entre les chirurgiens s'étendant de 2,8 degrés (Ylikoski 1990), 3,8 degrés (Carman 1990) à 7,2 degrés (Morrissy 1990). Or, sachant que les règles actuelles disponibles pour planifier la chirurgie sont basées sur la logique booléenne comme par exemple : « si l'angle de Cobb est supérieur à 20 degrés... » alors il est intéressant de voir qu'une différence de mesure de 2,8 degrés peut mener à des traitements totalement différents. De plus, un chirurgien expert peut assez facilement évaluer à l'œil l'amplitude approximative d'une courbure et c'est soit cette valeur qui sera considérée dans un modèle de logique floue ou une mesure faite par tout autre intervenant à la clinique. La plupart des paramètres entourant la description des courbures scoliotiques sont du même type que l'angle de Cobb, c'est-à-dire, en apparence précis mais peu reproductibles. Ainsi, ce type de planification chirurgicale pourrait largement bénéficier de la logique floue pour optimiser l'uniformité des stratégies chirurgicales.

### ***1.4. Objectifs et hypothèses***

L'objectif principal de ce mémoire est de développer un outil d'aide à la décision pour la sélection des courbures à instrumenter et fusionner dans un

contexte de planification d'une chirurgie de la scoliose idiopathique de l'adolescence au niveau thoracique. Idéalement deux outils seraient conçus, l'un pour la courbure thoracique proximale sus-jacente et l'autre pour la courbure lombaire sous-jacente à la courbure thoracique principale.

Seront donc successivement évalués : la faisabilité de développer un tel outil et la validité de l'outil développé.

Comme première hypothèse, nous croyons qu'il est possible de modéliser le processus décisionnel optimal pour la sélection des courbures à instrumenter et fusionner par la logique floue pour les scolioses thoraciques dans la SIA. Afin de vérifier cette hypothèse, un cas sera traité par l'outil et la génération d'une réponse par le logiciel confirmera l'hypothèse.

La seconde hypothèse suggère que les modèles développés dans ce mémoire seront valides. Ceci sera démontré si la concordance des décisions dans une cohorte représentative de cas entre un groupe de chirurgiens experts et le modèle est bonne, soit une statistique kappa au-dessus de 0,4 (Rosner 2000).

## **2. MÉTHODOLOGIE**

### **2.1. Développement des modèles**

#### **2.1.1. Revue des connaissances**

Afin de développer un modèle de logique floue tel que présenté dans l'introduction et adapté au problème de la chirurgie dans la SIA, une revue de la littérature a été effectuée. Une recherche dans Medline entre 1966 et 2005 a été complétée. Les mots clés utilisés étaient : Adolescent Idiopathic Scoliosis, upper thoracic, proximal thoracic, classification, algorithm, lumbar curve, surgery planning. Comme les courbures thoraciques proximales et lombaires représentent deux problèmes distincts, la décision de développer deux modèles indépendants a été prise. Ainsi, 10 articles ont été retenus pour modélisation concernant la courbure thoracique proximale et 10 pour la courbure lombaire. Un livre de référence (textbook) récent en chirurgie orthopédique pédiatrique de la colonne a aussi été consulté (Weinstein 2001).

#### **2.1.2. Définition des prémisses : modèle thoracique**

Parmi tous les paramètres pouvant être considérés dans la décision d'instrumenter la courbure thoracique, 5 paramètres ont été retenus. Pour être sélectionné, un paramètre devait être considéré dans au moins deux articles et être approuvé par un chirurgien expert. Les paramètres sélectionnés sont les suivants : l'angle de Cobb en frontal sur une radiographie PA debout pré-opératoire, l'angle de Cobb en bending frontal sur la radiographie en bending gauche couchée pré-opératoire, l'angle de Cobb en sagittal entre T2 et T5 sur une radiographie latérale debout pré-opératoire, l'angle d'inclinaison de la vertèbre T1 en frontal et l'équilibre des épaules sur une radiographie PA debout pré-opératoire.



### 2.1.3. Définition des prémisses : modèle lombaire

La même stratégie a été suivie pour le modèle représentant la courbure lombaire. Trois paramètres principaux ont été conservés, soit : l'angle de Cobb frontal sur une radiographie PA debout pré-opératoire, l'angle de Cobb en bending sur la radiographie en bending gauche couchée pré-opératoire et la translation de la vertèbre apicale lombaire par rapport à une ligne verticale élevée au centre du sacrum (CSVL) sur une radiographie PA debout pré-opératoire. De plus, afin de nuancer ces trois premiers paramètres, une quatrième prémisse a été ajoutée. Elle permet de considérer d'autres paramètres présents pour un cas donné et qui selon l'évaluateur sont importants à retenir. Ceci peut inclure par exemple, la cyphose jonctionnelle, la sévérité de la courbure thoracique, le ratio entre les angles de Cobb, la rotation des corps vertébraux, etc.

### 2.1.4. Définition de la conclusion

La conclusion d'un modèle de logique floue est représentée sur un graphique. En abscisse, nous avons décidé de mettre un continuum de 0 à 100 afin de faciliter l'interprétation des résultats puisque la conclusion pourra se lire comme un pourcentage. Dans cette étude, 5 sous-ensembles de conclusions ont été définis et sont présentés sur la figure 3.

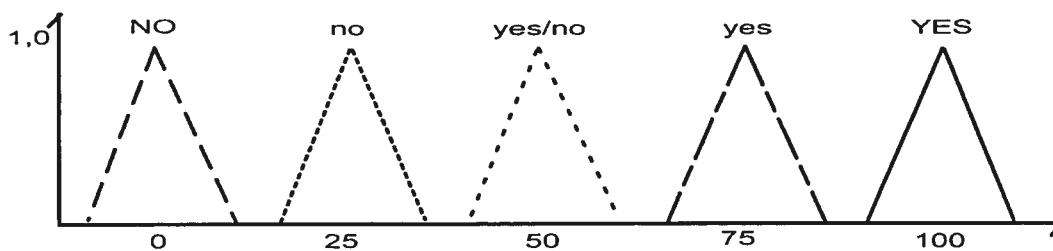


Figure 3 : Graphique de la conclusion des modèles de logique floue

### 2.1.5. Définition du nombre et la répartition des ensembles flous pour chacune des prémisses et conclusions

Cette étape est complexe et nous utiliserons une approche par exemple pour bien l'illustrer. Prenons la première prémisses du modèle pour la courbure thoracique proximale, soit l'angle de Cobb dans le plan frontal ou coronal. La définition des sous-ensembles flous a été effectuée à partir des données de la revue des connaissances. Par exemple, des amplitudes maximales d'angles de Cobb ont été fixées par certains auteurs soit 30 à 35 degrés (Goldstein 1973) et 40 degrés (Asher 2003). Dans ces publications, une courbure thoracique proximale atteignant cette amplitude devait être instrumentée et fusionnée. Toutefois, la limite de 30 degrés a été reconsidérée par Lenke et al. en 1994 considérant que cette amplitude devait être considérée non pas de façon individuelle, mais selon d'autres caractéristiques de la courbure. Ainsi, pour cette première prémisses, trois sous ensembles flous ont été définis : un premier entre 0 et 30 degrés, un second entre 10 et 40 degrés et le dernier supérieur à 32.5 degrés. Sur la figure 4, la répartition est illustrée et se lie comme suit : la ligne en continue représente le premier sous-ensemble ou un angle de faible amplitude, la ligne en long pointillé représente un angle d'amplitude moyenne et finalement, la ligne en petits pointillés représente une courbure de grande amplitude. Les sections où il y a chevauchement entre les lignes représentent les zones de possibilité ou les zones floues. Par exemple, entre 10 et 30 degrés il y a chevauchement entre les sous-ensembles petits et moyens, donc une courbure de 15 degrés d'amplitude a une composante petite amplitude et une composante moyenne amplitude.

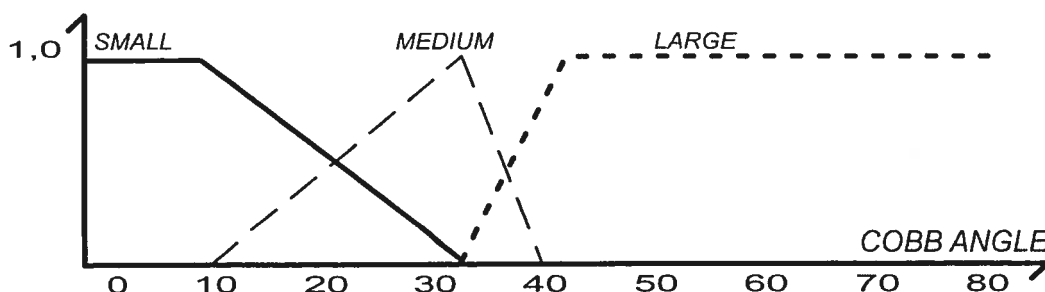


Figure 4 : Graphique de la prémisses de l'angle de Cobb

Comme démontré dans l'exemple précédent, la définition des sous-ensembles représente la traduction des règles déjà publiées en un seul graphique. La figure 2 du premier article représente les 5 graphiques des prémisses du modèle thoracique proximal et la figure 3 du premier article celles du modèle lombaire.

Les graphiques des 4 autres prémisses et ceux du modèle lombaire seront expliqués dans le premier article de la même façon que l'angle de Cobb l'a précédemment été fait ci-haut.

### **2.1.6. Définition des règles**

Pour chacun des modèles le nombre de règles était proportionnel au nombre de prémisses et ensembles flous choisis. Par exemple, pour le modèle de la courbure thoracique proximale, il y a 5 prémisses et le nombre de sous-ensembles flous de chacun est multiplié soit  $3 \times 2 \times 2 \times 2 \times 2 = 48$  règles. Le même calcul est fait pour le modèle lombaire pour un total de 54 règles.

Une règle de logique floue est qualitative et prend la forme suivante : si l'angle de Cobb est petit et la translation apicale est à A et l'angle de Cobb en bending est petit et qu'il n'y a pas d'autres facteurs à considérer, alors la courbure lombaire ne doit pas être fusionnée (NO).

## **2.2. Validation**

La première étape accomplie, dans le but de valider les modèles, a été de construire une base de données regroupant 30 cas de patients ayant une SIA. Les critères d'inclusion étaient de présenter une courbure thoracique principale et la disponibilité des radiographies antéropostérieures et latérales de même que les radiographies en bending droit et gauche, ainsi que les radiographies antéropostérieures et latérales au suivi à 1 an.

Le logiciel Scolisoft a été utilisé pour réunir dans un format convivial les 30 cas sélectionnés. Il s'agit un logiciel spécifiquement développé pour la création de base de données des cas chirurgicaux de SIA. Son interface permet d'y inclure toute l'information concernant les courbures et la chirurgie d'un patient tout en étant facile d'utilisation. L'information contenue dans la base de données est totalement anonyme. Un des principaux avantages offert par le logiciel Scolisoft est la possibilité d'inclure au dossier des patients des radiographies et images cliniques à différents moments du suivi, soit en pré-opératoire, en post-opératoire et au suivi à 1 an. Pour 14 patients sur 30, en plus des radiographies, des images cliniques, soit en pré-opératoire, en post-opératoire ou au follow-up étaient disponibles. Pour compléter chacun des dossiers, des mesures pertinentes à la description géométrique d'une courbure ont été ajoutées : les angles de Cobb sur les radiographies antéropostérieures, en bending et en sagittal, de même que l'inclinaison de T1. Les mesures ont toutes été effectuées par une infirmière de recherche, ayant de l'expérience pour la mesure de ces paramètres.

La base de données a été soumise à 5 chirurgiens experts en chirurgie de la scoliose. Leur évaluation était en tout temps supervisée par le chercheur. La durée de la session d'évaluation a varié entre 1 heure et 2 heures, tout dépendant de la vitesse du chirurgien. Pour chacun des cas, les chirurgiens avaient accès à toute l'information disponible en pré-opératoire, post-opératoire et au suivi à 1 an. Ils devaient ensuite déterminer les niveaux d'instrumentation optimaux pour chacuns des cas.

Les évaluations des chirurgiens ont été converties en données catégorielles. Pour la courbure thoracique proximale, les niveaux de fusion supérieurs à la vertèbre T3 correspondaient à une instrumentation de la courbure alors que les niveaux T3 et inférieurs correspondaient à une non-instrumentation. De même, pour la courbure lombaire, L1 et au-dessus correspondaient à une non-instrumentation de la courbure lombaire et L2 et en deçà à une

instrumentation. Donc si pour une courbure donnée, les niveaux de fusion suggérés par le chirurgien étaient T2-L1, alors cette courbure était classée dans «instrumentation» pour la courbure thoracique proximale et «non-instrumentation» pour la courbure lombaire.

Pour chacun des 30 cas, une moyenne des évaluations des chirurgiens a été faite. Si les 5 chirurgiens avaient donné le même avis, cette réponse était conservée et pour les autres cas la réponse de la majorité était retenue, donc au minimum, 3 chirurgiens sur 5 étaient en accord pour un même traitement.

Indépendamment de l'évaluation faite par les chirurgiens, les 30 cas ont été soumis aux modèles de logique floue. Pour chacune des courbures, les données requises, i.e. les 5 prémisses du modèle thoracique proximale et les 4 prémisses du modèle lombaire, étaient insérées dans les modèles. Les résultats du modèle étaient sur une échelle de 100: 0 étant une suggestion élevée de non-fusion et 100 une suggestion élevée de fusion.

Les deux évaluations, celle du modèle et la moyenne des chirurgiens, ont été comparées par la statistique Kappa qui mesure la concordance entre 2 variables ou dans ce cas entre les deux types d'évaluations.

La validation du modèle telle que décrite ci haut sera revue en détail dans le deuxième article.

### **3. Articles**

#### **3.1. Présentation du premier article**

Le premier article porte sur l'élaboration des modèles de logique floue. Une revue des connaissances concernant la prise de décision quant aux niveaux de fusion y est présentée à travers la présentation et description des modèles. Ensuite un cas est soumis aux modèles afin de démontrer le potentiel générateur de données de sortie des modèles.

Cet article intitulé : "Selection of proximal thoracic and lumbar curve instrumentation and fusion in adolescent idiopathic scoliosis using fuzzy logic modeling: A feasibility study" a été soumis à la revue European Spine Journal. Il est présenté selon le format exigé par la revue. La lettre de confirmation de réception du manuscrit est présentée à la page suivante.

Date: April 12th, 2005

Manuscript No. ESJ-05-0166

Title: Selection of proximal thoracic and lumbar curve instrumentation and fusion in adolescent idiopathic scoliosis  
using fuzzy logic modeling:  
A feasibility study

Authors: 1) Marie-Lyne Nault 2) Hubert Labelle 3)  
Carl-Eric Aubin 4) Marek Balazinski

Dear Ms. Nault,

Thank you for the submission of your above mentioned manuscript.

Your paper has been received in the European Spine Journal Editorial Office. It will be evaluated by our reviewers and you will hear from us in due course.

Please be sure to mention the manuscript number in all future correspondence or when calling the office with questions. If there are any corrections to your street address or e-mail address, please log into ManuscriptCentral at <http://esj.manuscriptcentral.com> and edit your information as appropriate.

Yours sincerely,

Mrs. Irène Zintel

Editorial Office  
European Spine Journal

Selection of proximal thoracic and lumbar curve instrumentation and fusion in adolescent idiopathic scoliosis using fuzzy logic modeling:  
A feasibility study

### **Abstract**

Selection of the appropriate curve fusion levels for surgery in adolescent idiopathic scoliosis [AIS] is a complex and difficult task. Despite numerous publications on this subject, the decision as to which spinal curve, i.e. proximal thoracic, main thoracic or lumbar, needs to be instrumented and included in the fusion relies mostly on each surgeon's past experience, while recently published data has revealed a high variability of spinal instrumentation configurations among spinal surgeons in AIS. This situation exists because of ambiguity and vagueness in the decision process. Our objective is to capture the proposed rules for selection of fusion levels and integrate them in a fuzzy logic model to decrease haziness and imprecision in the selection process. Two models have been developed, one for proximal thoracic curves and the other for lumbar curves. These models were constructed using data from a literature review, which allowed the extraction of currently proposed rules and their modeling as inputs in a computer software based on fuzzy logic modeling. Five and four inputs have been respectively chosen for the proximal thoracic and lumbar model. When all input values are entered in the model for a specific subject with AIS, the software calculates the level of suggestion for the indication to perform an instrumentation and fusion of the proximal thoracic and/or lumbar curves for this particular subject. The usefulness of this approach is demonstrated using illustrative cases. This is the first report on the use of fuzzy logic to assist the decision-making process in the field of spinal deformity surgery and the results suggest that this approach may be useful to facilitate surgical planning in difficult or borderline cases of AIS.

### **Key words**

- Idiopathic scoliosis
- Fuzzy logic
- Surgery planning



## INTRODUCTION

Over the past three decades, the selection of instrumentation and fusion levels in adolescent idiopathic scoliosis [AIS] has been the subject of many studies [13-16-19-20-33]. A recent report has demonstrated a high degree of variability among experienced spinal surgeons for the selection of the type of spinal instrumentation and of the levels of fusion in AIS [2]. One major dilemma of this complex task is to decide whether or not to include the proximal thoracic curve above and/or the lumbar curve below a main thoracic curve in the instrumentation and fusion levels.

Since the goal of surgery is not only to correct the magnitude of the deformity but, perhaps more importantly, to obtain a balanced posture for each patient and preserve spinal mobility as much as possible, it is logical to instrument and fuse curves above and below a main thoracic curve only if required to achieve these goals. Failure to instrument a proximal thoracic curve can result in unbalanced shoulders [21], while on the other hand, an instrumentation and fusion can lead to degenerative disease in up to 25% of cervical spine fusions at 10 years of follow-up [11]. Furthermore, the onset of degenerative disease can be accelerated by intradiscal pressure increase on the adjacent level of fusion as well as by pressure on the facet joints in extension movements [6]. Similarly, failure to instrument a lumbar curve can lead to trunk decompensation [20-26-35], while on the other hand, a common consequence of lumbar arthrodesis is low back pain and/or a flat back syndrome [28]. These problems may also lead to early degenerative disease, due to an increased mobility and intradiscal pressure below the fusion [10].

Surgical classification systems for AIS have been developed to address these issues, the most popular ones being the King [14], the Lenke [22] and more recently the Scoliosis Research Society working group on 3D spinal classifications [1]. In all of these schemes, different categories corresponding to

a specific curve pattern and parameters are identified and related to a recommended level of fusion for the various curves of the thoracic and lumbar spine. The King classification is limited to thoracic curves and recognizes 5 different curve patterns, while the Lenke and SRS working group classification include all possible surgical curve types seen on radiographs, identifying respectively 6 and 9 basic curve patterns and a possibility of up to 54 sub-types with the inclusion of lumbar spine modifiers and thoracic sagittal modifiers in the Lenke classification. The usefulness of this approach, namely curve identification, has been documented using retrospective case series. For example, Winter and Lonstein [36] have confirmed the validity of selective fusion of the main thoracic curve for the King II category, a double thoracic and lumbar curve pattern with the thoracic curve being of greater amplitude. Unfortunately, all classification systems have been shown to be poorly reproducible between spinal surgeons, thus leading to improper selection of fusion levels, the King having the lowest reproducibility with a kappa value of 0,44 [23], and the Lenke having a more acceptable kappa value of 0,74 within a group of 7 independent surgeons with pre-measured radiographs [23] and a kappa value of 0,50 when radiographs have not been pre-measured [30].

Another common strategy to select fusion levels has been to consider descriptive geometric parameters of curves measured on postero-anterior and/or lateral radiographs, such as amplitude, flexibility, rotation, imbalance, etc. The main problem with this approach is that many different parameters and rules have been advocated by various authors [13-20-25], making it difficult for a surgeon to remember all the rules, to determine the relative importance of each of these parameter as well as to select the proper ones to be considered. Furthermore, all these rules are based on Boolean logic, a logic system which applies only to variables which have only two possible values, such as yes or no. For example, one such rule [21] advocated for proximal thoracic curves is to fuse and instrument the curve if it is greater than 40° of Cobb angle on the standing frontal radiograph [i.e. yes if >40° and no if < or equal to 40°]. In routine clinical practice, the use of Boolean logic is of limited value due to the

well-documented measurement errors associated with all manually measured radiological parameters [30]. Based on this rule, one surgeon may select to fuse a proximal thoracic curve that he has measured at  $38^\circ$ , while another will not fuse it if he has measured the same curve at  $43^\circ$ . Therefore, the decision-making process for performing a fusion is mostly empirical and relies on the surgeon's past experience and on his knowledge and ability to properly identify the logical parameters.

Fuzzy logic [38] has been developed and used over the past decade in various areas to deal with the vagueness or intrinsic imprecision of problems that cannot be resolved by Boolean logic. Accordingly, fuzzy logic can provide a mathematical strength to support the uncertainties associated with human cognitive processes, such as thinking and reasoning. Major uses of fuzzy logic have been reported and validated for complex systems with little possibility for modeling, for human expert control systems and for systems with many parameters leading to non-linear solutions [29].

Consequently, the objective of this article was to evaluate the feasibility of using a fuzzy logic model to assist the decision-making process of which spinal curve, i.e. proximal thoracic, main thoracic or lumbar, needs to be instrumented and included in the fusion for AIS, with the underlying hypothesis that it is possible to adapt fuzzy logic techniques currently available to the selection of curve fusion levels in AIS.

## **MATERIALS AND METHODS**

### **Elaboration of the fuzzy logic model:**

In this section we present a rule-based approach to decision-making using fuzzy logic techniques, based on the compositional rule of inference [CRI]. Such knowledge can be collected and delivered by a human expert [e.g. decision-maker, designer, process planner, machine operator, surgeon, etc.]. The CRI may be written in the form:

$$U = (C \times \dots \times B \times A) \circ R \quad [1]$$

where R represents the global relation that aggregates all the rules, [A, B, ..., C] represents the inputs [observations] and U represents the output [conclusion]. The symbol  $\circ$  represents the CRI operator.

A computer software based on fuzzy logic modeling was developed by the authors to test our hypothesis. This computer program is called the Fuzzy Decision Support Systems [FDSS] Fuzzy-Flou software. It has been previously reported in detail [3], and runs on a standard micro-computer with the Windows operating system [©MicroSoft Corporation, Redmond, Virginia]. The use of this application, a fuzzy logic model, involves three steps that must first be defined and entered as input in the software.

First, the premises of the system need to be defined as well as the expected conclusion. In general, premises represent conditions that cannot be classified in distinct categories, such as is the case with Boolean logic. For example, a scoliotic curve with a Cobb angle of 40° is difficult to classify as either moderate or severe: if it is arbitrarily considered as the upper limit of a moderate curve, then can a curve with a Cobb angle of 41° be considered a severe curve? In fuzzy logic, a curve can be "in between" and the membership degree  $[\mu]$  of a curve to both conditions, severe or moderate, must first be delineated. Each premise chosen is represented by a graph (Figure 1). The abscise represents values that can be taken by the premise whereas the ordinate stands for the membership degree  $[\mu]$ , to which is assigned a value between 0 and 1. An absolute value of  $\mu$  is 1 and signifies 100% of membership, while any value between 0 and 1 represent various degrees of membership. For example, in figure 1 the premise is the bending Cobb angle. This premise can take any value between 0 and 80 degrees. A 0 degree bending Cobb angle falls in the certitude zone, a zone where the membership degree is 1. Trapezoidal shapes represent conditions associated to each premise, named fuzzy sets. The lines

of each trapezoid cross in the undefined zone between fuzzy sets. In the figure 1 example, two fuzzy sets are presented, one representing small bending Cobb angles and the other large angles. Therefore, a 0 degree bending Cobb angle has a membership degree of 1 or 100% for the small angles fuzzy set and a 40 degrees has also a membership degree of 1 but for the large bending Cobb angle fuzzy set. A 25 degrees bending Cobb angle is in the possibility zone. This value has a membership degree less than 1 (between 1 and 99% membership) for both fuzzy sets, the small and the large one.

More than one premise exists in a model and the second step in the application of fuzzy logic is to elaborate the rules to apply between the premises using rule patterns of the «if, then» style. Each rule includes a specified condition for each premise linked by one of the linguistic operators leading to a conclusion. There can be as many rules as there are possible combinations of different premises. In the final step, the rules defined in the previous step are used to resolve a real problem, for which a specific value will be calculated for each premise and a conclusion reached. In order to do so, the CRI is applied.

The details of these operations will now be explained in the context of AIS and applied to the problem of surgical instrumentation and fusion levels. Having established that two of the most difficult decisions a spinal surgeon has to make in his surgical planning for AIS surgery are to decide if the proximal thoracic and/or the lumbar curves adjacent to a main thoracic curve need to be instrumented and fused, two different fuzzy logic models have been developed, one for the proximal thoracic and one for the lumbar curves. For each model, the same inference method was applied.

In order to complete the first two steps of fuzzy logic modeling in relation to AIS, an exhaustive literature search between 1966 and 2005 was conducted using the MEDLINE database and a recent standard textbook of pediatric spine surgery was surveyed [24] to extract all pertinent clinical convention published in the medical literature on the selection of surgical thoracic and lumbar fusion

levels in AIS. A total of 10 articles for proximal thoracic and 10 articles for lumbar curves were found to be dedicated to this problem, using the following key words: adolescent idiopathic scoliosis, upper thoracic, proximal thoracic, classification, algorithm and lumbar curve. From these 20 articles and the standard textbook of pediatric spine surgery [24], a total of 5 premises for proximal thoracic and 4 for lumbar curves were extracted and used to form the basis of our fuzzy logic models [step 1]. Depending on the exact number of premises selected and the number of categories defined for each one (small, moderate, severe), a specific number of fuzzy logic rules then had to be defined [step 2]. For example, in the thoracic model, there are 5 premises (figure 2): the first one, the Cobb angle, has 3 fuzzy sets, the second one, the bending Cobb angle has 2 fuzzy sets, the third, the sagittal Cobb angle 2 fuzzy sets, the fourth, T1 tilt has 2 fuzzy sets and the last, shoulder imbalance has also 2 fuzzy sets. Therefore, in this model, 48 fuzzy logic rules would be required to describe all combinations of fuzzy sets, 48 representing the multiplication of the number of fuzzy sets for each premise of the model,  $3 \times 2 \times 2 \times 2 \times 2 = 48$ . Consequently, in our proximal thoracic model 48 fuzzy logic rules were generated and 54 for the lumbar model. All rules were developed after compilation of the literature search and validation of the clinical value and pertinence of the extracted rules by an experienced spinal deformity surgeon. The third and final step was done by implanting the defined rules in the Fuzzy Decision Support Systems [FDSS] software [3], developed to process fuzzy logic models. In order to account for the known inter and intra observer variations of Cobb angle measurements [9], each Cobb angle measure entered in the software was defined with a  $5^\circ$  fuzzy area.

#### **Fuzzy logic model for proximal thoracic curves [PTC]:**

Five premises form the basis of the fuzzy logic model for PTC's. The first premise defined is the Cobb angle measurement of the proximal thoracic curve on a pre-operative standing postero-anterior [PA] radiograph. Goldstein [8] considered that a fusion should be done for curves higher than  $30^\circ$  or  $35^\circ$ . On the other hand, the Scoliosis Research Society [SRS] working group on 3D

spinal classifications [1] has recently advocated fusion only for curves greater than  $40^\circ$ , while Lenke et al [21] suggested that any curve over  $30^\circ$  should be seriously considered for fusion only in combination with other parameters. Consequently, for this variable, three fuzzy sets were created and entered in our model: PTC's under  $30^\circ$ , between  $30$  and  $40^\circ$  and over  $40^\circ$  (figure 2).

The second premise defined is the Cobb angle measurement of the PTC on the left side bending radiograph. Winter et al [37] and Klepps et al [15] mentioned that flexibility is an important parameter, but neither provided any specific value as a reference. Lenke et al [21] considered  $20^\circ$  as a potential reference over which the PTC should be fused, to be considered however in combination with other parameters. In the textbook of Pediatric Spine Surgery [24], the reference is set at  $25^\circ$ , while the SRS working group [1] stands by  $30^\circ$  as the value under which a PTC should not be included in the fusion. Thus, for our fuzzy logic model, two fuzzy sets were created according to the Cobb angle value of the PTC on the left side bending radiograph: a value under and a value over  $30^\circ$ , this last value representing a non flexible curve and an absolute indication for instrumentation and fusion (figure 2).

The third premise is the sagittal Cobb angle value of the PTC on the lateral standing radiograph, as measured between the T2 and T5 vertebrae. Both Lenke et al [21] and Winter et al [37] agree that an increased kyphotic segment in this area is an indication for instrumentation and fusion of the PTC. Bernhart et al [4] reported that  $12.5^\circ$  is the normal kyphotic Cobb angle value between T2 and T5, but Lee et al [18] considered that  $5^\circ$  over this normal limit was needed in order to perform an instrumentation and fusion of the PTC. Finally, in the Textbook of Pediatric Spine Surgery [24] the limit is set at  $20^\circ$ . Consequently, since a kyphosis of the PTC under  $12,5$  degrees is considered normal [4], the fuzzy set for decision-making was set between  $12,5$  and  $20$  degrees (Figure 2).

The fourth premise is the coronal tilt of the first thoracic vertebrae measured on a pre-operative standing postero-anterior [PA] radiograph. Lenke et al [21], King et al [14] and the Textbook of Pediatric Spine [24] all agree and mention that a significant T1 tilt in the concavity of the proximal thoracic curve should be given important consideration and should favor inclusion of the PTC in the instrumentation and fusion plan. Thompson et al [35] and the SRS working group [1] have set the reference to a 5° tilt, as the limit over which any PTC should be fused. Consequently, for this premise, two fuzzy sets were created in our model: a PTC under 5° of Cobb angle, including any tilt on the other side, and a T1 tilt over 5° (Figure 2).

The fifth and last premise included in the model is shoulder balance. Even if a T1 tilt is usually related to shoulder balance in AIS, Lee et al [18] have shown only a low correlation between these 2 parameters. Since both parameters are important to consider, they were equally included in the model. The Textbook of Pediatric Spine [24] and Margulies et al [25] mention that a left shoulder elevation must be considered as a relative indication for fusion of the PTC. However, Kuklo et al [17], Lenke et al [21] and Winter et al [37] all agree that this condition should lead to a mandatory instrumentation and fusion of the proximal thoracic curve. Lee et al [18] state that an elevation of 1 cm or more is an indication for fusion. Consequently, two additional fuzzy sets were included in the model, with a fuzzy zone of 1 cm between balanced shoulders and an elevation of the left shoulder (Figure 2).

Tables 1 presents an example of 5 of the 48 fuzzy logic rules required for the PTC, before their implementation in the model. For example, the first row in table 1 must be read as follows: if the Cobb angle of the PTC is small and the bending Cobb angle of the PTC represents a flexible curve and the sagittal Cobb angle of the PTC is normal and T1 is tilted to the left and the right shoulder is elevated compared to the left, then NO fusion is required, and so forth for the other rows until the fifth row for which the conclusion reached is at the other end of the spectrum, namely to fuse the PTC with a high level of



certainty. When the results of all five premises measured for any particular case are provided, and taking into account a 5 degree fuzzy area for each Cobb angle measurement, the software then provides a percentage level of suggestion to fuse the PTC.

#### **Fuzzy logic model for lumbar curves [LC]:**

Four premises form the basis of the fuzzy logic model for LC's. The first premise defined in the model for LC is apical translation, that is the distance between the center of the lumbar apical vertebra and the central sacral vertical line [CSVL], a line perpendicular to the line drawn across the top of the iliac crests that bisects the sacrum. Numerous studies mention this as an important parameter to consider. Girardi et al [7] and Mason et al [26] have set a limit to respectively 2,5 and 2 cm as the limit over which the LC should be included in the instrumentation and fusion. However numerical values are difficult to use in clinical practice due to the varying distances of the radiographic source to the radiological cassette, as well as the distance of the patient to the cassette. As a result, three fuzzy sets for this parameter were created in the model and correspond to the lumbar modifiers of the Lenke classification [23]: «A» corresponds to a CSVL passing in the middle of the vertebrae body, «B» represents a CSVL touching the vertebrae border body and «C» is equivalent to a CSVL completely out of the vertebrae body (figure 3).

The second premise selected for inclusion is the Cobb angle value of the lumbar curve on the pre-operative standing PA radiograph. Bridwell et al [5] specify that this parameter is important when the angle value is significant. This is probably the parameter for which reference values vary the most. Girardi et al [7] and Ibrahim et al [12] set the limit at 35° over which the LC should be instrumented and fused. Richards et al [31] and McCall et al [27] have brought this limit to 45°, while McCall et al point out that it must be associated to limited flexibility on the side bending radiograph, and Richards et al that it should be associated to a main thoracic curve of more than 60°. In another article, Richards et al [32] also specify that a lumbar curve under 40° should never be

included in the instrumentation and fusion, whereas Lenke et al [20] have set the limit between 40° and 50° coupled with a main thoracic curve of more than 55°. Finally, the Textbook of Pediatric Spine [24] states that the limit must not exceed 60°. Therefore, for this controversial variable, three fuzzy sets were defined: under 35°, between 35° and 50° and over 60° (Figure 3).

The third premise is the Cobb angle of the lumbar curve on the left side-bending radiograph. The lumbar Cobb angle reduction in bending is important to assess: Margulies et al [25] judged this parameter as qualitatively important and conclude that a lumbar Cobb angle of 0° in bending should never be instrumented. Mason et al [26], in a study focusing on decompensation, concluded that when associated with 9 others characteristics, a lumbar bending Cobb angle of more than 6° is predictive of decompensation. Lenke et al [20] suggested that a Cobb angle of 25° in bending is indeed a critical value. Thus, this premise was created in the model to include two fuzzy sets: LC inferior and LC higher than 25° of Cobb angle value (figure 3).

The fourth and last premise for any LC is designed to take into account any other variable not included in the first 3 rules, to reflect the fact that fusion of lumbar curves in AIS is highly controversial and has been largely discussed in the literature with more than 20 different parameters described to take into consideration. The first three described so far were selected and included in the model because they were by far the most frequently cited. This fourth category allows surgeons to consider other parameters they judge important, such as mobility of individual vertebrae, thoracolumbar kyphosis, ratios, vertebral body rotation, L4 tilt, severity of the thoracic curve, etc. A value between 1 and 5 is assigned to this premise by each surgeon based on this scale: 1 if no other significant parameters of the LC are present, and up to 4 if many other significant parameters to consider are present for any particular case (figure 3).

Table 2 presents an example of 5 rules out of 54 for the LC, before their implementation in the model. For example, the first row in this table must be read as follows: if the CSVL passes in the middle of the apical vertebral body, if the Cobb angle of the LC is small, if the bending Cobb angle of the LC represents a flexible curve, and if none of the other parameters are present, then NO fusion is required with a high level of suggestion [100%], and so forth for the other rows until the fifth row for which the conclusion reached is at the other end of the spectrum, namely to fuse the LC with a high level of suggestion [100%]. When the results of all four premises measured for any particular case are provided, and taking into account a 5 degree fuzzy area for each Cobb angle measurement, the software then provides a percentage level of suggestion to fuse or not to fuse the LC.

## RESULTS

A typical case of a subject with AIS has been selected and is illustrated in figure 4 to demonstrate the feasibility of using the FDSS software with the fuzzy logic models for both the PTC and the LC. This 15 years old female presented a right thoracic curve with the following characteristics on the pre-operative PA and lateral standing and on the supine side-bending radiographs (figure 4): 1- a main right thoracic curve of 52 Cobb angle degrees with a 30 degrees kyphosis on the standing radiographs (T4-T12), and a right thoracic curve of 26 degrees on the right side bending radiograph; 2- a left PTC with a Cobb angle of 31° on the PA standing view, a left side bending Cobb angle of 18°, a sagittal Cobb angle (T2-T5) of 12°, a T1 tilt of 2° to the right, and a shoulder imbalance with the left shoulder higher than the right of less than 1 cm; 3- a left LC with a posteroanterior Cobb angle of 22° on the PA standing radiograph, a CSVL crossing the middle of the apical lumbar vertebra [value 0 or A], a left side bending Cobb angle of 3°, and no other characteristics to consider for this curve.

Figure 5 provides the fuzzy logic graph with the PTC values of this particular case illustrated with a solid thick line for each of the 5 premises, and a triangle shape indicating the 5 degrees fuzzy area for Cobb angle measures. The bottom graph represents the integration of inputs (values of the 5 premises for this case) with the compositional rule of inference. It defines a surface and the center of the area of this surface is the percentage output predicted by the model. It can be seen that the conclusion of our fuzzy logic model for these inputs is 80% for the PTC, indicating that the model predicts a 80% certitude for the necessity of instrumentation and fusion, or in other words, a high likelihood that this PTC should be instrumented and fused.

On the other hand, for the LC of this particular subject, the model suggest a necessity for instrumentation and fusion of only 16%. Consequently, no instrumentation and fusion of the lumbar curve is suggested using the fuzzy logic model. The 2 years post-operative radiographs are also provided in figure 4. As can be seen, the surgeon elected in this particular case to proceed with a selective instrumentation and fusion of the thoracic curve. While the results for the lumbar curve are excellent, supporting the decision not to instrument this curve, the results for the PTC show decompensated shoulders, with the left shoulder and first rib now clearly elevated, and a greater than 5 degrees T1 tilt in the concavity.

## **DISCUSSION**

A fuzzy logic model to help clinical decision-making for the selection of instrumentation and fusion levels in AIS for proximal thoracic and lumbar curves has been created and tested on a subject with AIS. It demonstrates the feasibility of this approach, and confirms our stated hypothesis that it is possible to adapt fuzzy logic techniques to the clinical problem of the selection of curve instrumentation and fusion levels in AIS. To our knowledge, this is the first application of this technique in the field of orthopedics and of spinal deformities and it opens a new approach to surgical assistance and decision

making for the frequent clinical situations where fuzzy logic is more appropriate than Boolean logic to solve a problem. The illustrative case shown in figure 4 demonstrates the potential usefulness of this approach for borderline cases: although the decision not to instrument the lumbar curve was relatively easy, the decision for the proximal thoracic curve was more difficult and would depend very much on the previous experience of the surgeon which can vary widely and probably explains the large variability recently reported among experienced spinal surgeons for the selection of the type of spinal instrumentation and of the levels of fusion in AIS [2]. In the presented case, the proper decision would appear to have been to instrument and fuse the PTC in order to prevent post-operative shoulder imbalance, such as predicted by the fuzzy logic model.

The resources available in the current literature for scoliosis surgery planning are actually rules with precise limits and delimited categories governed by Boolean logic with linguistic descriptors such as "If, then". For example, if a Cobb angle is less than  $25^\circ$ , then no instrumentation and fusion is required, but if the Cobb angle value is equal or greater, then it is required. There are two major reasons that make the Boolean logic approach less useful than fuzzy logic to help in the decision-making process. First, ambiguity occurs in borderline cases, and the greater the number of borderline cases in any situation, the greater the need for fuzzy logic as opposed to Boolean logic. As reported by Stokes et al [34], variability in scoliosis classification can be referred to as borderline cases. For example, a proximal thoracic curve associated with a left shoulder elevation is a clear and non-ambiguous situation and therefore fusion is necessary. On the other hand, the same curve with no shoulder imbalance needs more careful evaluation, and if the Cobb angle is around  $25^\circ$ , then it becomes an ambiguous situation and a difficult problem. The second reason has to do with the reproducibility of measures. A recent study by Richards et al [30], that evaluated the reproducibility of the Lenke classification in a clinical situation, with the surgeon having to make each measures on the X-rays, has reported poor Kappa coefficients indicating a low

reproducibility of the classification (0,61 for King and 0,50 for Lenke). This is in contrast to Lenke et al's [23] validation, which showed a good reproducibility, but on pre-marked X-rays, thus eliminating the well-known and fairly large inter observer variability of measurements associated with Cobb angle measures. Consequently, it is easy to understand that in cases with borderline characteristics, the decisions taken based on these measures may vary greatly. This is supported by the recent study of Aubin et al [2] which has demonstrated a large variability among experienced spinal deformity surgeons concerning the indications for fusion and instrumentation of curves in AIS. For this reason, until their reproducibility can be improved, classification systems remain sub-optimal for surgery planning. On the other hand, the fuzzy logic approach takes into account the known imprecision of the various measures in its calculation and can deal with qualitative observations and predict with how much certainty a surgeon can decide to include or not a PTC or a lumbar curve in his pre-operative surgical plan. The main disadvantage of fuzzy logic is that the output given by the model is a percentage, so that in cases where the output value is around 50%, no specific conclusion can be reached as to the proper decision to take. It is important to understand that the tool developed in this project is an adjunct to surgical decision-making and that the surgeon remains the ultimate judge of the best strategy. An output value of around 50% provided by the software for a specific case would indicate the very ambiguous nature of this particular case given the various rules recommended in the literature.

This report is a feasibility study done to demonstrate the possibilities offered by fuzzy logic over conventional techniques for decision-making. There are many further actions needed before the use of this tool can be recommended in a clinical environment. First, the software will need further evaluation by a panel of expert spinal deformity surgeons in order to validate the fuzzy logic rules included in the model which have been validated so far by only one spinal surgeon in the context of this feasibility study. Second, a clinical study involving a large sample of AIS cases must be conducted and the prediction of the

software compared to a gold standard of a consensus established by a panel of expert spinal deformity surgeons. Third, further software development will be needed to include all possible scoliotic curve types such as main lumbar and thoracolumbar curves, since the current model offers prediction only for thoracic curves.

Finally, once properly validated the software could ideally be transferred to a Personal Device Assistant [PDA] for routine clinical use. The surgeon would only be required to enter in his PDA the 5 selected parameters for PTC's and the 4 selected parameters for LC's to obtain immediately a percentage of certitude to include or not these curves in his plan for surgical instrumentation and fusion.

## **CONCLUSION**

This is the first report on the use of fuzzy logic to assist the decision-making process in the field of spinal deformity surgery and the results suggest that this approach is feasible and may be useful to facilitate surgical planning in difficult or borderline cases of AIS, thus confirming our hypothesis that it is possible to adapt fuzzy logic techniques to the clinical problem of selection of fusion levels in AIS. A validation study will be needed to confirm the clinical usefulness of fuzzy logics over the conventional Boolean logic approach that has been used over the past decades.

## **Acknowledgements**

This research was funded by MENTOR, a strategic training program of the Canadian Institutes of Health Research. The authors acknowledge the industrial designer experience of Ms Amelie Janelle in the preparation of the figures of this manuscript.

The experiments comply with the current laws of the country in which they were performed inclusive of ethics approval.

## REFERENCES

- 1- Asher A, Lenke LG, Labelle H, et al. Interobserver and intraobserver reliability of the SRS classification of adolescents idiopathic scoliosis, presented at 38<sup>th</sup> annual meeting scoliosis research society, september 10-13, 2003, Quebec city, Canada.
- 2-Aubin CE, Labelle H, Lenke L, et al. Variability of spinal instrumentation configuration in adolescent idiopathic scoliosis, presented at the 39<sup>th</sup> Annual Meeting of the Scoliosis Research Society, Buenos Aires, Argentina, September 6-9, 2004.
- 3- Balazinski M, Bellerose M, Czogala E [1993] Application of fuzzy logic techniques to the selection of cutting parameters in machining processes. *International Journal for Fuzzy Sets and Systems* 61:307-317.
- 4- Bernhart M, Bridwell KH [1989] Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. *Spine* 7:717-721.
- 5- Bridwell KH, McAllister JW, Betz RR, et al [1991] Coronal decompression produced by Cotrel-Dubousset "derotation maneuver for idiopathic right thoracic scoliosis". *Spine* 16:769-777.
- 6- Eck JC, Humphreys SC, Lim TH, et al [2002] Biomechanical study on the effects of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion. *Spine* 27:2431-2434.
- 7- Girardi FP, Boachie-Adjei O, Burke SW, et al [2001] Surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis: A comparative study of two segmental instrumentation systems, *J Spinal Disord* 14:46-53.
- 8- Goldstein LA [1973] The surgical treatment of idiopathic scoliosis. *Clin Orthop* 93:131-157.
- 9- Gross C, Gross M, Kuschner S [1983] Error analysis of scoliosis curvature measurement. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases Orthopaedic Institute* 43[2]:171-177.
- 10- Hambly MF, Wiltse LL, Raghavan N, et al [1998] The transition zone above a lumbosacral fusion. *Spine* 23:1785-1792.
- 11- Hilibrand AS, Carlson GD, Palumbo MA, et al [1999] Radiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of previous anterior cervical arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 81:519-528.



- 12- Ibrahim K, Benson L [1991] Cotrel-Dubousset instrumentation for double major right thoracic left lumbar scoliosis, the relation between frontal balance, hook configuration and fusion levels. *Orthop Trans* 15:114.
- 13-King HA, Moe JH, Bradford DS, Winter RB [1983] The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 65:1302-13.
- 14- King HA. [1988] Selection of fusion levels for posterior instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis. *Orthop Clin North Am* 19:247-255.
- 15-Klepps SJ, Lenke LL, Bridwell KH, et al [2001] Prospective comparison of flexibility radiographs in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 26:E74-E79.
- 16-Knapp DR, Jr Price CT, Jones ET, et al [1992] Choosing fusion levels in progressive thoracic idiopathic scoliosis. *Spine* 17:1159-65.
- 17- Kuklo TR, Lenke LG, Graham EJ, et al [2002] Correlation of radiographic, clinical and patient assessment of shoulder balance following fusion versus nonfusion of the proximal thoracic curve in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 27:2013-2020.
- 18-Lee CK, Denis F, Winter RB, et al [1993] Analysis of the upper thoracic curve in surgically treated idiopathic scoliosis. *Spine* 18:1599-1608.
- 19-Lenke LG, Betz RR, Haheer TR, et al [2001] Multisurgeon assessment of surgical decision-making in adolescent idiopathic scoliosis: curve classification, operative approach, and fusion levels. *Spine* 26:2347-53.
- 20-Lenke LG, Bridwell KH, Baldus C, Blanke K [1992] Preventing decompensation in King type II curves treated with Cotrel-Dubousset instrumentation. Strict guidelines for selective thoracic fusion. *Spine* 17:S274-81.
- 21-Lenke LG, Bridwell KH, O'Brien MF, et al [1994] Recognition and treatment of the proximal thoracic curve in adolescent idiopathic scoliosis treated with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine* 19:1589-1597.
- 22- Lenke LG, Betz RR, Harms J, et al [2001] Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 83-A:1169-81.
- 23- Lenke LG, Randal RB, Bridwell, et al [1998] Intraobserver and interobserver reliability of the classification of the thoracic adolescent idiopathic scoliosis, *J Bone Joint Surg Am* 80:1097-1106.
- 24- Lenke LG [2001] Cotrel-Dubousset spinal instrumentation. In: Weinstein SL. *Pediatric spine surgery*. Lippincott Williams & Wilkins; Philadelphia, pp 367-416.

- 25- Margulies JY, Floman Y, Robin GC, et al [1998] An algorithm for selection of instrumentation levels in scoliosis. *Eur Spine J* 7:88-94.
- 26-Mason DE, Carango P [1991] Spinal decompensation in Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine* 16:S394-S403.
- 27-McCall RE, Bronson W [1992] Criteria for selective fusion in idiopathic scoliosis using Cotrel-Dubousset instrumentation *J Pediatr Orthop* 12:475-479.
- 28- Poitras B, Mayo NE, Goldberg MS, et al [1994] The Ste-Justine Adolescent Idiopathic Scoliosis Cohort Study. Part IV: Surgical correction and back pain. *Spine* 19[14]:1582-8.
- 29- Rau G. Becker K. Kaufmann R. Zimmermann HJ [1995] Fuzzy logic and control: principal approach and potential applications in medicine. *Artificial Organs* 19[1]:105-12.
- 30- Richards BS, Sucato DJ, Konigsberg DE, et al [2003] Comparison of reliability between the Lenke and King classification systems for adolescent idiopathic scoliosis using radiographs that were not pre-measured. *Spine* 28:1148-1157.
- 31- Richards BS, Birch JG, Herring JA, et al [1989] Frontal plane and sagittal plane balance following Cotrel-Dubousset instrumentation for idiopathic scoliosis. *Spine* 14: 733-737.
- 32-Richards BS [1992] Lumbar Curve Response in Type 2 Idiopathic Scoliosis After Posterior Instrumentation of the Thoracic Curve. *Spine* 17:S282-S286.
- 33-Shufflebarger HL, Clark CE [1990] Fusion levels and hook patterns in thoracic scoliosis with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine* 15:916-20.
- 34- Stokes AF, Aronsson DD [2002] Identifying Sources of variability in scoliosis classification using a rule-based automated algorithm. *Spine* 27:2801-2805.
- 35- Thompson JP, Transfeldt EE, Bradford DS, et al [1990] Decompensation after Cotrel-Dubousset instrumentation of idiopathic scoliosis. *Spine* 15:927-931.
- 36- Winter RB, Lonstein JE [2003] A meta-analysis of the literature on the issue of selective thoracic fusion for the King-Moe type II curve pattern in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 28:948-952.
- 37- Winter RB, Denis F [1994] The King 5 curve pattern: its analysis and surgical treatment. *Spinal Deformities* 25:353-362.

38- Zadeh LA [1973] Outline of new approach to the analysis of complex systems and decisions processes, IEEE Transaction of Systems, man and cybernetics 3:28-44.

## Tables legends

Table 1 : Example of 5 rules of the PTC model.

Table 2 : Example of 5 rules of the LC model.

## Figures Legends

Figure 1 : Example of a fuzzy logic graph applied to the bending Cobb angle. The zone in light grey symbolizes a possibility zone and in dark grey a certitude zone. The certitude zones correspond to 1 on the ordinate and the possibility zone presents different values on the ordinate. A dark line represents a small bending Cobb angle and the dash line stands for a larger angle.

Figure 2 : Proximal thoracic model. Each graph corresponds to a premise.

Figure 3 : Lumbar model. Each graph corresponds to a premise.

Figure 4 : Example of a 15 years old patient with the following characteristics : 1- a main right thoracic curve of 52 Cobb angle degrees with a 30 degrees kyphosis on the standing radiographs (T4-T12), and a right thoracic curve of 26 degrees on the right side bending radiograph; 2- a left PTC with a Cobb angle of 31° on the PA standing view, a left side bending Cobb angle of 18°, a sagittal Cobb angle of 12°, a T1 tilt of 2° to the right, and a shoulder imbalance with the left shoulder higher than the right of less than 1 cm; 3- a left LC with a posteroanterior Cobb angle of 22° on the PA standing radiograph, a CSVL crossing the middle of the apical lumbar vertebra (value 0 or A), a left side bending Cobb angle of 3°, and no other characteristics to consider for this curve.

Figure 5 : Proximal thoracic model with the parameters of the patient presented in figure 4. The bottom graph represents the integration of the others and provides the percentage output value. Each angular value is represented by a 5° based triangle standing for the incertitude or fuzziness associated to Cobb angle measurements.

Table 1

Cobb angle	Premises				Conclusion				
	Bending	Sagittal	T1 tilt	Shoulders	NO	no	Yes/no	yes	YES
Small	Flexible	Normal	Left	Right	x				
Small	Flexible	Normal	Right	Right		x			
Medium	Flexible	Kyphosis	Left	Right			x		
Medium	Flexible	Normal	Left	Left				x	
Large	Flexible	Kyphosis	Right	Left					x

Table 2

Translation	Premises			Conclusion				
	Cobb angle	Bending	Others	NO	no	Yes/no	yes	YES
A	Small	Flexible	None	x				
A	Small	Not flex	Some		x			
B	Small	Not flex	None			x		
B	Medium	Flexible	Many				x	
C	Large	Not flex	None					x

Figure 1

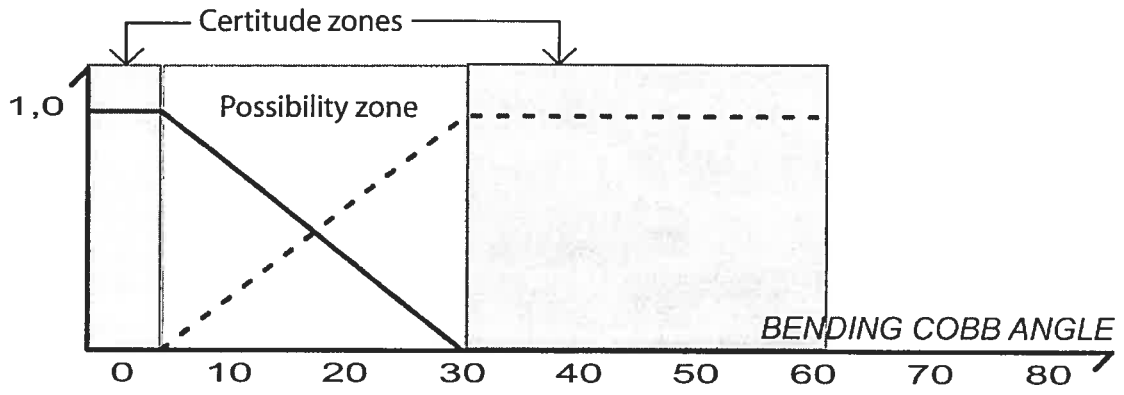




Figure 2

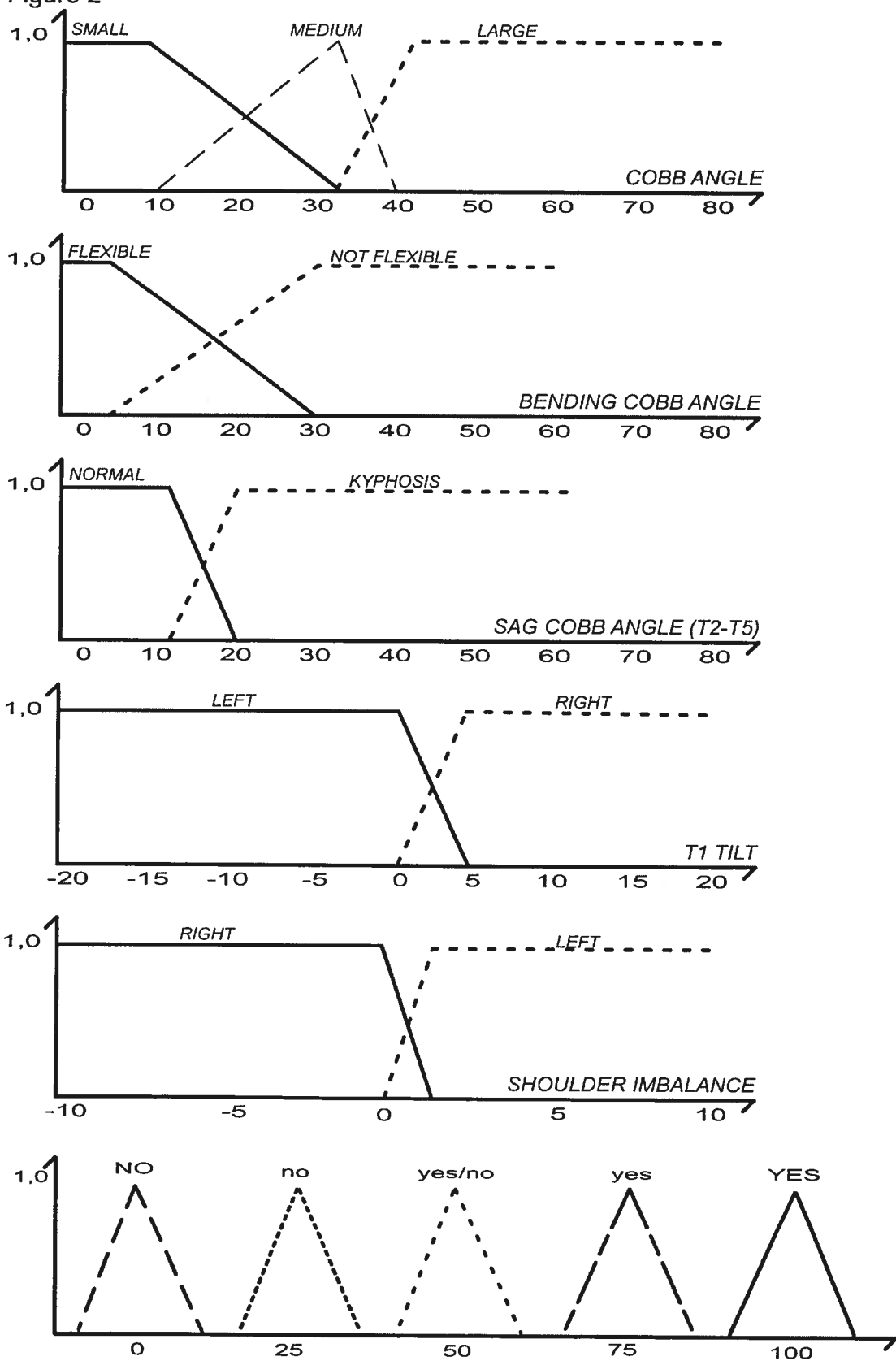


Figure 3

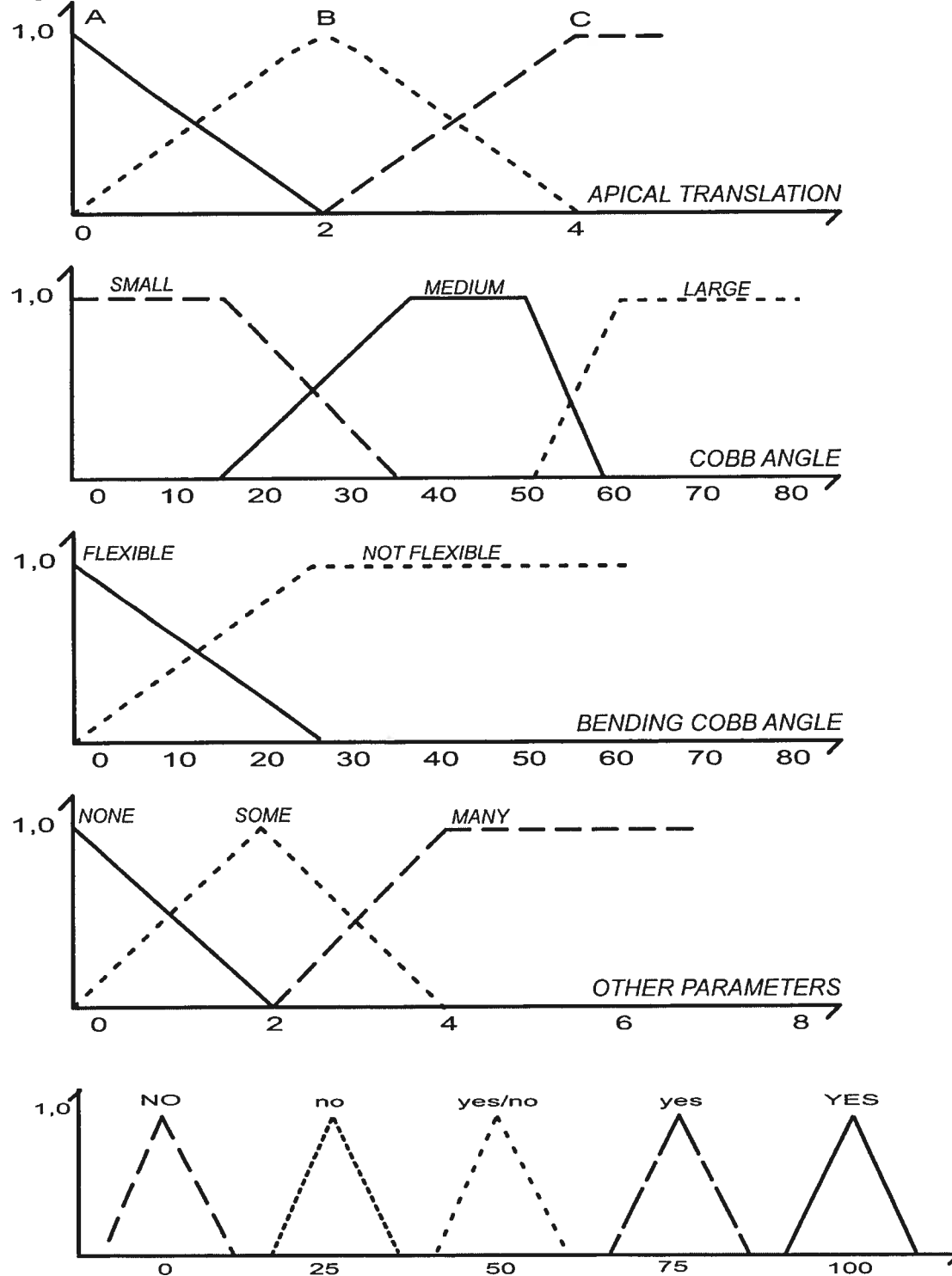
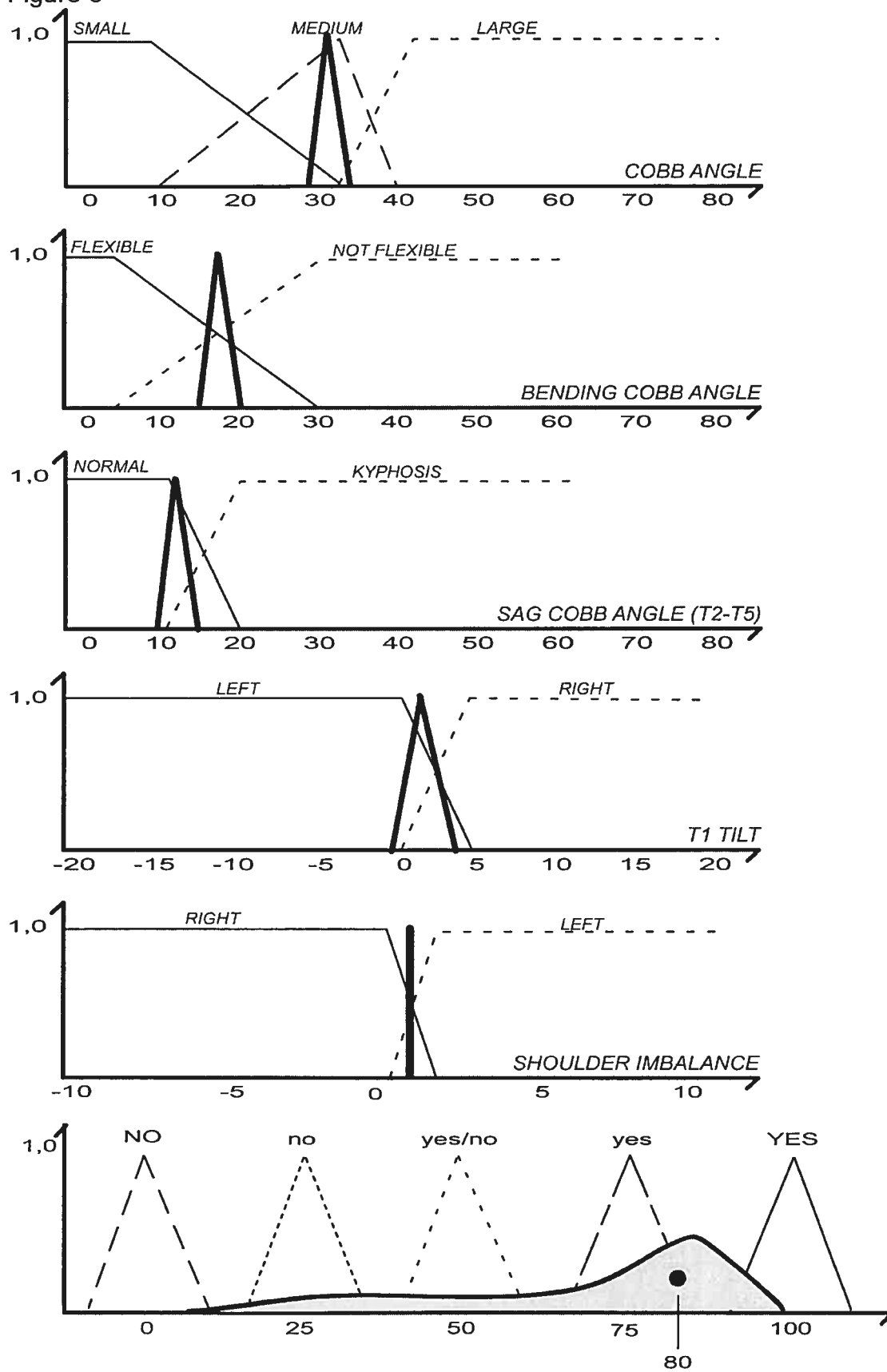


Figure 4



Figure 5



### **3.2. Présentation du deuxième article**

Le second article traite de la validation des deux modèles de logique floue présentés dans le premier article. Il compare les traitements proposés par les modèles comparativement à celui de 5 chirurgiens experts pour 30 cas de SIA.

Cet article intitulé : Validation of Fuzzy Logic Models as an Aid to Surgery Planning in Adolescent Idiopathic Scoliosis, sera soumis au journal Spine dans les semaines à venir.

Title: Validation of Fuzzy Logic Models as an Aid to Surgical Planning in Adolescent Idiopathic Scoliosis.

Authors:

Marie-Lyne Nault BSc (1)

Hubert Labelle MD (1-3)

Carl-Éric Aubin PhD (1-2)

Marek Balazinski PhD (2).

1- Sainte-Justine Hospital Research Center, 3175 Côte Ste-Catherine, Montreal, Quebec, Canada, H3T 1C5

2- Ecole Polytechnique, Department of Mechanical Engineering, Montreal, Quebec, Canada

3- Motion Sciences Research Chair, Sainte-Justine Hospital and University of Montreal

Address for correspondence and reprint

Division of Orthopedics, Sainte-Justine Hospital

3175 Cote Sainte-Catherine Road

Montréal, Québec

Canada H3T 1C5

Tel.: 514-345-4931 #4876

Fax: 514-345-4755



Sources of support

This research was funded by MENTOR, a strategic training program of the Canadian Institutes of Health Research

**Abstract –****STUDY DESIGN**

A validation study of two fuzzy logic models developed to help the clinical decision-making process for the selection of proper curve instrumentation and fusion levels in adolescent idiopathic scoliosis (AIS).

**OBJECTIVE**

To validate a computer-assisted tool based on fuzzy logic by comparing the results suggested by the software in a cohort of subjects with AIS to those provided by a panel of 5 expert spinal deformity surgeons, with the underlying hypothesis that the computer-assisted tool compares favorably to the gold standard (the expert panel).

**SUMMARY OF BACKGROUND DATA**

Selection of the appropriate curve fusion levels for surgery in adolescent idiopathic scoliosis [AIS] is a complex and difficult task. Despite numerous publications on this subject, the decision as to which spinal curve, i.e. proximal thoracic, main thoracic or lumbar, needs to be instrumented and included in the fusion remains highly controversial. Two models, one for proximal thoracic curves and the other for lumbar curves have been previously constructed using a literature review, which allowed the extraction of currently proposed rules and their modeling as inputs in a computer software based on fuzzy logic modeling. When the appropriate input values are entered in the model for a specific subject with AIS, the software calculates a percentage of suggestion for the indication to perform an instrumentation and fusion of the proximal thoracic and/or lumbar curves for this particular subject.

**METHODS**

A database regrouping a cohort of thirty surgical cases of AIS was used for the validation. Each case included pre-operative standing postero-anterior (PA) and lateral, supine side-bending and one year post-operative standing radiographs, with the usual measurements for each curve. Five experienced spinal deformity surgeons were asked to evaluate each case independently and to determine their preferred levels of instrumentation and fusion. The same

cases were then submitted to the fuzzy logic models to calculate a level of suggestion for the indication to perform an instrumentation and fusion of the proximal thoracic and/or lumbar curves for each case. Kappa statistics between the model outputs and the average decision of the expert panel were calculated.

## **RESULTS**

Kappa values of 0,71 and 0,64 were obtained respectively for the proximal thoracic and lumbar curves models, thus indicating a good agreement between the models and the expert panel.

## **CONCLUSIONS**

The computer-assisted tool compares favourably to the gold standard for the appropriate selection of curves fusion and instrumentation levels in AIS. This study suggests that fuzzy logic is helpful to assist surgeons in the clinical decision-making process for the pre-operative selection of curve instrumentation and fusion levels in AIS.

**Key Words:** AIS, preoperative planning, fuzzy logic, curve fusion levels

## **Key points**

A computer-assisted tool based on fuzzy logics compares favourably to a gold standard of expert spinal deformity surgeons for the appropriate selection of curves fusion and instrumentation in AIS. These findings suggest that this tool is helpful to assist surgeons in the clinical decision-making process for the pre-operative selection of curve instrumentation and fusion in AIS

## **Mini Abstract**

To assist clinical decision-making for the pre-operative selection of curve instrumentation and fusion levels in AIS, two fuzzy logic models were validated with a gold standard of 5 expert spine surgeons in a cohort of 30 surgical cases of AIS, resulting in kappa of 0,71 and 0,64, indicating good agreement between the average panel decision and the models.



## INTRODUCTION

Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) is a complex three-dimensional (3D) deformity of the spine, which in severe cases requires a surgical procedure with instrumentation and fusion of the affected vertebrae. One major dilemma of this task is to decide whether or not to include the proximal thoracic curve (PTC) above and/or the lumbar curve (LC) below a main thoracic curve (TC) in the instrumentation and fusion levels. Inclusion of curves above and below a thoracic curve will decrease spinal mobility and will increase the likelihood of late degenerative joint disease, while selective thoracic fusion carries a greater risk of trunk/shoulder imbalance and later progression of lumbar curves. These decisions remain highly controversial: a recent report has demonstrated a high degree of variability among experienced spinal surgeons for the selection of the type of spinal instrumentation and of the levels of fusion in AIS [1].

Surgical classification systems for AIS have been developed to address these issues, the most popular ones being the King [2], the Lenke [3] and more recently the Scoliosis Research Society working group on 3D spinal classification [4]. Unfortunately, all classification systems have been shown to be poorly reproducible between spinal surgeons, thus leading to improper selection of fusion levels, the King having the lowest reproducibility with a kappa value of 0,44 [5].

Furthermore, all the currently proposed rules for selection of instrumentation and curve fusion levels in AIS are based on Boolean logic, a logic system which applies only to variables which have only two possible values, such as yes or no. In routine clinical practice, the use of Boolean logic is of limited value due to the well-documented measurement errors associated with all manually measured radiological parameters [6]. For example, if the accepted rule is to fuse all proximal thoracic curves greater than 40° of Cobb angle, one surgeon may select to fuse a curve that he has measured at 43°, while another will not fuse it if he has measured the same curve at 38°. Therefore, in borderline

cases, the decision-making process for performing a fusion is mostly empirical and relies on the surgeon's past experience and on his knowledge and ability to properly identify the logical parameters.

Fuzzy logic [7] was developed and used over the past decade to deal with the vagueness and intrinsic imprecision of problems that cannot be solved by Boolean logic. It can provide mathematical strength to support the uncertainties associated with human cognitive processes, such as thinking and reasoning. Our objective has been to capture the proposed rules for selection of fusion levels and integrate them in a fuzzy logic model to decrease haziness and imprecision in the selection process. Two models have been developed, one for proximal thoracic curves and the other for lumbar curves. These models were constructed using data from a literature review, which allowed the extraction of currently proposed rules and their modeling as inputs in a computer software based on fuzzy logic modeling. This computer program is called the Fuzzy Decision Support Systems [FDSS] Fuzzy-Flou software. It has been previously reported in detail [8], and runs on a standard micro-computer with the Windows operating system [©MicroSoft Corporation, Redmond, Virginia]. Five and four inputs have been respectively chosen for the proximal thoracic and lumbar model. When all input values are entered in the model for a specific subject with AIS, the software calculates a percentage of suggestion for the indication to perform an instrumentation and fusion of the proximal thoracic and/or lumbar curves for this particular subject. An extensive description of this model is presented in a previously published article [9]. Table 1 shows all input values based on radiological measurements that must be entered in the model for a specific subject with AIS. The feasibility of this approach has been previously demonstrated and suggests that this approach may be useful to facilitate surgical planning in difficult or borderline cases of AIS [9].

The objective of this study is to validate the previously developed computer-assisted tool based on fuzzy logic, by comparing the results suggested by the

software in a cohort of subjects with AIS to those provided by a panel of 5 expert spinal deformity surgeons, with the underlying hypothesis that the computer-assisted tool compares favorably to the gold standard (the expert panel) for the proper selection of curve instrumentation and fusion levels in AIS.

## **MATERIALS AND METHODS**

### **A. *Models Validation***

A database of 30 surgical cases of subjects with AIS recruited from the clientele of 2 pediatric hospitals in Montreal was created using the Scolisoft software [10]. This software is a database developed to allow simple and user-friendly visualization of AIS surgical cases. The software provides different windows for each patient: 1- patient information (date of birth, age at surgery, date of surgery, design of surgery, etc.) 2- numerical description of the curve (Cobb angles, T1 tilt, kyphosis, classification, etc.) 3- a visual display section including 3 windows (preoperative, postoperative and follow up) each one allowing to visualize 4 radiographs and 4 clinical pictures of a given patient. A data query tool allows the user to search the database for specific characteristics and compare similar cases with these characteristics. In the context of this study, this software was used for its user-friendly characteristics and its capacity to display all the pertinent information on a computer screen for easy visualization by the participating surgeons. The inclusion criteria for entering each case in the database were: 1- a diagnosis of AIS, 2- a main thoracic curve, 3- a posterior instrumentation and fusion performed within the last 5 years with at least one-year of follow up, and 4- the availability of pre-operative standing postero-anterior (PA) and lateral, supine side-bending and one year post-operative standing radiographs. One experienced research nurse measured all pre-operative radiographs. Measurements included Cobb angles of the three curves (PTC, TC, LC) on the PA radiograph, bending Cobb angle of proximal thoracic and lumbar curves on the supine left side bending, and bending Cobb angle of the main thoracic curve on the supine right side bending. T1 tilt was also measured as well as sagittal Cobb angles between

T2-T5 and T4-T12 on lateral standing radiographs. All these curves characteristics and radiographs were then entered in the Scolisoft database and were made available for easy visualization on a microcomputer.

Five expert spinal deformity surgeons, without prior knowledge of the purpose of the study, were then selected from the 2 participating institutions and were asked to evaluate each case included in the database and to determine their surgical plan with the preferred upper and lower vertebral levels of curve instrumentation and fusion for each particular case. All surgeons performed this task independently and all had access to the same information, i.e. radiographs (PA, lateral, right and left side bending for preoperative and PA and lateral for immediate and one year follow-up) and curve measurements as described previously. There was no time limit set to consult the information available. Evaluation of the 30 cases was done in one session and was supervised by the first author to ensure proper and fluid use of the Scolisoft database.

Selection of the first or second thoracic vertebra (T1 or T2) as the upper level of instrumentation by surgeons was considered to indicate an instrumentation and fusion of the proximal thoracic curve, while selection of the second lumbar vertebra (L2) or lower as the lower level of instrumentation was considered as a fusion of the lumbar curve. In other words, the vertebral levels selected for instrumentation and fusion by each surgeon were converted in curves selection (proximal thoracic and/or main thoracic and/or lumbar) for instrumentation and fusion in order to allow comparison of the expert panel to the fuzzy logic models. For example, a decision by surgeons to instrument and fuse between T2 and L1 for a particular case was considered as inclusion of the proximal thoracic curve in the instrumentation but no inclusion of the lumbar curve.

Thus, for each case, 5 different opinions from the expert spine surgeons were available as to whether or not the proximal and lumbar curves should be instrumented and fused. In cases for which there was not complete agreement between surgeons, the average response of the 5 surgeons was computed and

was considered to represent the gold standard decision for each case to be compared to the solution proposed by the fuzzy logic models. For example, for a specific case, if 3 surgeons decided to instrument and fuse the proximal thoracic curve and 2 chose to begin the instrumentation lower, then for this case the gold standard was considered to be inclusion of the PTC for instrumentation and fusion.

All 30 cases were also submitted to the fuzzy logic models using the FDSS Fuzzy-Flou software. The software calculates a level of suggestion for the indication to perform an instrumentation and fusion of the proximal thoracic and/or lumbar curves for each case. To illustrate how a case is analyzed with the software, a typical case is demonstrated in figure 1: A 13 years old female with a right thoracic curve, characteristics on the pre-operative PA and lateral standing and on the supine side-bending radiographs: 1- a main right thoracic curve of 50 Cobb angle degrees with a 28 degrees kyphosis on the standing radiographs (T4-T12), and a right thoracic curve of 28 degrees on the right side bending radiograph; 2- a left PTC with a PA Cobb angle of 20° on the standing view, a left side bending Cobb angle of 14°, a sagittal Cobb angle (T2-T5) of 5°, a T1 tilt of 0°, and a shoulder imbalance with the right shoulder higher than the left of less than 1 cm; 3- a left LC with a posteroanterior Cobb angle of 48° on the PA standing radiograph, a CSVL not crossing the middle of the apical lumbar vertebra, a left side bending Cobb angle of 22°, and no other characteristics to consider for this curve.

The five characteristics of the proximal thoracic curve shown in Table 1 are entered in the software which calculates an output generated as a percentage, 33% in this case, indicating that the model suggest an 33% for the necessity to perform instrumentation and fusion of the PTC, or in other words, a high likelihood that this PTC should not be instrumented and fused. For the lumbar curve, the four characteristics shown in Table 1 are also entered in the software which predicts in this case a suggestion about the necessity for instrumentation and fusion of 70%. Consequently, instrumentation and fusion

of the lumbar curve is suggested using the fuzzy logic model. In general, any model output value over 50% for a specific curve is a recommendation for instrumentation and fusion of this curve, while an output below 50% suggests that a fusion is not recommended. The closer the output value is to either 0 or 100%, the higher the strength of the recommendation based on the rules modelised in the software. A result of exactly 50% indicates that both decisions, i.e. to include or not to include that particular curve in the instrumentation and fusion, are recommended and that the proper strategy is up to each surgeon based on his personal experience. Therefore, in this study, an output value of 50% was considered as concordant with the surgeon's average decision since the purpose of the software is to help decision-making based on all current rules proposed in the literature and that a 50% result represents an ambiguous situation that only an expert spine surgeon can manage adequately with his own experience.

Kappa statistics were used to compare outputs of the models to the gold standard decision of the expert panel.

## **RESULTS**

This study has documented an important variability in the selection of fusion and instrumentation levels among the panel of expert spinal deformity surgeons. Complete agreement, indicating that 5 out of 5 surgeons agreed to either include or not include a specific curve for instrumentation and fusion in the surgical plan, was reached in only 13 of the 30 proximal thoracic curves (43%) and in 16 of the 30 lumbar curves (53%). Table 2 provides the distribution of agreement among surgeons for all cases of PTC's and LC's. Disagreement was even higher for selection of the appropriate vertebral level of instrumentation, complete agreement being reached in only 2 cases (7%) for proximal thoracic curves and in only 4 cases for lumbar curves (13%), as shown in Table 3.

For the proximal thoracic curves, 26 cases out of 30 were concordant between the model output and the gold standard set by the expert spinal deformity surgeons, as illustrated in Table 4, which provides the concordant and non-concordant pairs for the 30 PTC'S and LC's. Among the 4 cases not in agreement, the model predicted instrumentation and fusion in 3 cases with an output value varying between 56 and 99%, while the majority (4/5) of surgeons agreed not instrument and fuse (Table 5). In the remaining PTC, the model predicted instrumentation and fusion with an output value of 9%, while the majority (4/5) of surgeons agreed to instrument and fuse this same curve.

For the lumbar curves, 25 cases out of 30 were concordant between the model output and the gold standard set by the expert spinal deformity surgeons (Table 2). Interestingly, among the 5 cases not in agreement, the model predicted that no instrumentation and fusion should be the correct choice in all cases, with an output value varying between 20 and 47%, while the majority of surgeons (3/5 to 5/5) agreed to instrument and fuse the same 5 curves (Table 5).

The Kappa values for the proximal thoracic and lumbar curves were respectively 0.71 and 0.64, which indicates a good agreement between the models and the gold standard.

## **DISCUSSION**

A fuzzy logic model to help clinical decision-making for the selection of proximal thoracic and/or lumbar curve instrumentation and fusion levels in subject with thoracic AIS has been validated with a gold standard of expert spinal deformity surgeons. This confirm our stated hypothesis that the computer-assisted tool previously developed compares favorably to a gold standard for the proper selection of curve instrumentation and fusion in AIS, as indicated by the Kappa values of 0.71 for PTC's and 0.64 for LC's. These kappa values indicate good concordance according to a recent biostatistics book [11] that sets the range of good concordance between 0.4 and 0.75.

One puzzling observation stemming from the present study and which complicates interpretation of the results concerns the large variability in surgical planning observed among participating surgeons. As demonstrated in Table 2, the gold standard relies on the agreement of 3 surgeons out of 5 in 23% and 17% of the cases respectively for PTC's and LC's, and on 4 surgeons out of 5 in 30% for both curves. Disagreement is even higher for selection of the appropriate vertebral levels (Table 3). It is easy to understand that in cases with borderline characteristics, the decisions taken by expert surgeons based on the same measures and radiographs may vary greatly, due to the inherent limitations of current methods of surgical curve classification and of the well documented inter observer variations of curve measurements, as discussed in the introduction section of this article. This finding is supported by the recent study of Aubin et al [1] which has demonstrated a large variability among experienced spinal deformity surgeons concerning the indications for fusion and instrumentation of curves in AIS.

This observation raises the interesting question of what constitutes the current gold standard or what the ideal gold standard should be in 2005 for the selection of curve instrumentation and fusion levels in AIS. With the Harrington instrumentation system in the 60's and 70's, the rules for selection of instrumentation levels were clear, simple and followed by the vast majority of spinal surgeons. Newer generations of spinal instrumentation systems consist of multiple types of hooks and/or screws attached to bilateral rods. They now allow selective and three-dimensional (3D) correction of spinal deformities and stronger fixation. Conversely they have brought a large increase in the number of possible options for correction offered to the surgeon. Preoperative planning is now a complex procedure involving many difficult decisions and it is becoming clear that surgeons do not always agree anymore.

We had hoped in this study that by allowing surgeons to visualize the results of the treatment performed in every case with a one year follow up would lower



this variability and increase agreement among experts. Unfortunately, this was not the case, thereby strengthening our decision to consider the decision taken by a majority of surgeons (at least 3/5) as the gold standard for comparison. It could be argued that having the 5 surgeons meet as a formal panel and obtain a consensus on every case by discussion might have been a better option to compare with the recommendation of the fuzzy logic software, but we believe this approach would not have represented the current clinical practice of surgeons in which surgical planning is performed on an individual basis.

An interesting pattern comes out of the analysis of cases for which there was disagreement between surgeons and the software. For the proximal thoracic curve, it can be seen in Table 5 that surgeons had a tendency to save the proximal level in contrast to the model's suggestion. For the 3 cases involved, all actually treated with instrumentation and fusion below T2, the one year follow-up results shows persistent shoulder imbalance with the left one being higher and with a T1 tilt in the concavity (Figure 2). This demonstrates that a proximal instrumentation and fusion would probably have been a better strategy and that the surgeon may have decided to instrument the PTC as suggested by the software if it had in fact been available for surgical assistance. For the remaining case where surgeons recommended an instrumentation and fusion of the PTC in contrast to the model's proposal, we observed that in this particular case, the main thoracic curve extended to T1, with no evidence of a contralateral PTC (Figure 3). Therefore, there was no real disagreement between the gold standard and the software since there is no PTC, thus reducing the number of non concordant cases to 3 out of 30 for the PTC.

For the lumbar curves, disagreement was seen in 5 cases for which surgeons recommended instrumentation and fusion of the lumbar curve while the model output recommended a selective fusion of the thoracic spine. These five cases were also reviewed in more detail. In 4 cases, instrumentation and fusion of the lumbar curve was the surgical plan performed by the treating surgeon as

recommended by the gold standard. There was no evidence of trunk decompensation or instrument failure visible on the one-year post-operative radiographs but it is of course impossible to say what result would have been obtained in these same patients if selective fusion of the thoracic curve has been performed as recommended by the fuzzy logic model. However, for the remaining case, since no fusion of the lumbar curve was the plan chosen by the treating surgeon as suggested by the model, and since there is no evidence of trunk decompensation, curve adding-on or any other complication at last follow-up, these findings suggest that selective thoracic fusion was in fact the proper choice in opposition to the instrumentation and fusion suggested by the gold standard. This also suggests that the models may be useful to assist the clinical decision-making process in difficult or borderline cases of surgery in AIS (Figure 4).

Another interesting point raised by the present study is the model output values and their significance. As illustrated in Table 5, the percentages generated by the model may in some cases have a value very close to 50%. It is essential to understand that fuzzy logic and the models developed are for decision making support and are intended to provide the surgeon a weighted value of all current rules published in the literature on instrumentation and fusion of PTC's and LC's, but in no way do they replace the judgment of the clinician. The use of a fuzzy logic model should simply be seen as a confirmation to the decision-maker, the surgeon, that all important parameters according to current literature are being considered in the decision process. Because of its unique properties which allow to deal with imprecision and vagueness, fuzzy logic processing can analyze simultaneously many parameters with many different rules, a process which is difficult for the human brain, at least consciously. An output value around 50% obtained for a specific case indicates that any treatment (fusion vs non-fusion) is appropriate according to the rules available in the literature.

This report is a validation study done to support the possibilities offered by fuzzy logic over conventional techniques for surgical decision-making in AIS. Further actions will be needed before the use of this tool can be recommended in a clinical environment. First, further software development will be needed to include all possible scoliotic curve types such as single lumbar and/or thoracolumbar curves, since the current model offers prediction only for thoracic curves. Second, a clinical study involving surgeons using this tool in a prospective longitudinal cohort of subjects with AIS undergoing surgery should be performed to determine the usefulness of this tool in a clinical environment. In addition, the use mathematical techniques such as fuzzy clustering or genetic algorithms could be investigated to generate automatically the rules included in the models based on the databases that could be generated with the use of the current tool.

Finally, the software could ideally be transferred to a Personal Device Assistant [PDA] for routine clinical use. The surgeon would only be required to enter in his PDA the 5 selected parameters for PTC's and the 4 selected parameters for LC's to obtain immediately a percentage of certitude to include or not these curves in his plan for surgical instrumentation and fusion.

## REFERENCES

- [1] Aubin CE, Labelle H, Lenke L, et al. Variability of spinal instrumentation configuration in adolescent idiopathic scoliosis, presented at the 39<sup>th</sup> Annual Meeting of the Scoliosis Research Society, Buenos Aires, Argentina, September 6-9, 2004.
- [2] King HA, Moe JH. The selection of fusion levels in the thoracic idiopathic scoliosis, *J Bone Joint Surg Am* 1983;65:1302-13.
- [3] Lenke LG, Betz RR, Harms J, Bridwell KH, Clements DH, Lowe TG, Blanke K. A new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83: 1169-81.
- [4] Asher A, Lenke LG, Labelle H, et al. Interobserver and intraobserver reliability of the SRS classification of adolescents idiopathic scoliosis, presented at 38<sup>th</sup> annual meeting scoliosis research society, september 10-13, 2003, Quebec city, Canada.
- [5] Lenke LG, Randal RB, Bridwell, et al. Intraobserver and interobserver reliability of the classification of the thoracic adolescent idiopathic scoliosis, *J Bone Joint Surg Am* 1998;80:1097-1106.
- [6] Gross C, Gross M, Kuschner S. Error analysis of scoliosis curvature measurement. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases Orthopaedic Institute* 1983; 43[2]:171-177.
- [7] Zadeh LA. Outline of new approach to the analysis of complex systems and decisions processes. *IEEE Transaction of systems, man and cybernetics* 1973;3:28-44.
- [8] Balazinski M, Bellerose M, Czogala E. Application of fuzzy logic techniques to the selection of cutting parameters in machining processes. *International Journal for Fuzzy Sets and Systems* 1993;61:307-17.
- [9] Nault ML, Labelle H, Aubin CE et al. Selection of proximal thoracic and lumbar curve instrumentation and fusion in adolescent idiopathic scoliosis using fuzzy logic modeling: A feasibility study, submitted in *European Spine Journal*.
- [10] Arlet et al. Scolisoft. Version 1. Montreal: Montreal Children Hospital software, 2002.
- [11] Rosner B. The kappa statistic. In: *Fundamentals of biostatistics*. Duxbury Thomson learning, FL: Brooks/Cole, 2000: 407-410.

## Tables legends

Table 1: : Selected parameters for both models (PTC and LC). Each parameter represents an input for the model processing.

Table 2 : Percentage of cases in each model for which 3,4, or 5 surgeons out of 5 agreed on curve selection for instrumentation and fusion.

Table 3: Percentage of cases in each model for which 3, 4, or 5 surgeons out of 5 agreed on selection of vertebral level for instrumentation and fusion. The last line represents the percentage of cases for which a majority of surgeons did not agree on the appropriate vertebral level.

Table 4 : Distribution of the concordant and non concordant pairs of treatment proposition between the gold standard set by surgeons and the fuzzy logics models.

Table 5 : Presentation of the disagreeing cases for both models. NF stands for non-fusion and F for fusion. The number out of 5 represents the number of surgeons agreeing and the percentage, the level of certitude to instrument and fuse a PTC or LC provided by the fuzzy logics models.

## Figures legends

Figure 1: Example of a 13 years old patient with the characteristics found in the text. For this case a suggestion of 33% for instrumentation and fusion was generated for the proximal thoracic curve and of 70% for the lumbar one. In this case the surgeon and the suggestions of the software are concordant and the final result is excellent.

Figure 2: Example of a 16 years old patient with the following characteristics: 1- a main right thoracic curve of 59° Cobb angle with a 10° kyphosis on the standing radiographs (T4-T12), and a right thoracic curve of 28° on the right side bending radiograph; 2- a left PTC with a Cobb angle of 23° on the PA standing view, a left side bending Cobb angle of 13°, a sagittal Cobb angle of 10°, a T1 tilt of 0°, and no shoulder imbalance; 3- a left LC with a posteroanterior Cobb angle of 24° on the PA standing radiograph, a CSVL crossing the border of the apical lumbar vertebra (value B), a left side bending Cobb angle of 13°, and a thoracolumbar kyphosis to consider for this curve. At one year follow-up, there is a residual shoulder imbalance suggesting that instrumentation and fusion would have been a good strategy as suggested by the software.

Figure 3: Example of a 13 years old patient with a right thoracic curve extending high in the proximal thoracic vertebrae. For this type particular type of curve with no PTC, the model did not suggest to instrument and fuse the proximal thoracic curve but most surgeons would start instrumentation at T1 or T2 since they are part of the main curve, creating a discordance between both.

Figure 4: Example of a 13 years old patient with the following characteristics: 1- a main right thoracic curve of 55° Cobb angle with a 21° kyphosis on the standing radiographs (T4-T12), and a right thoracic curve of 34° on the right side bending radiograph; 2- a left PTC with a Cobb angle of 34° on the PA standing view, a left side bending Cobb angle of 30°, a sagittal Cobb angle of 2°, a T1 tilt of 11° to the right, and a shoulder imbalance with the left shoulder higher than the right of less than 1 cm; 3- a left LC with a posteroanterior Cobb angle of 25° on the PA standing radiograph, a CSVL crossing the middle of the apical lumbar vertebra (value A), a left side bending Cobb angle of 3°, and no other characteristics to consider for this curve. No decompensation is seen at one year and 3 years follow up, though the model's suggestion of no instrumentation and fusion was adequate as well.

Table 1

<u>Proximal thoracic curve model</u>	<u>Lumbar curve model</u>
Cobb angle in the frontal plane	Cobb angle in the frontal plane
Bending Cobb angle	Bending Cobb angle
Sagittal Cobb angle (T2-T5)	Apical vertebral translation
T1 tilt	Others
Shoulder imbalance	

Table 2

# surgeons in agreement	PTC (%)	LC (%)
3/5	27	17
4/5	30	30
5/5	43	53



Table 3

# surgeons in agreement	PTC (%)	LC (%)
3/5	47	50
4/5	3	20
5/5	7	13
No agreement	43	17

Table 4

Models	Proximal thoracic curve		Lumbar curve	
	Surgeon's decision (gold standard)			
	Fusion	Non-fusion	Fusion	Non-fusion
Fusion	10	3	16	0
Non-fusion	1	16	5	9

Table 5

Proximal thoracic curve		Lumbar curve	
Surgeons (#/5)	Model (%)	Surgeons (#/5)	Model (%)
F (4/5)	NF (9)	F (3/5)	NF (36)
NF (4/5)	F (56)	F (3/5)	NF (31)
NF (4/5)	F (99)	F (5/5)	NF (40)
NF (4/5)	F (56)	F (4/5)	NF (20)
		F (5/5)	NF (47)

Figure 1

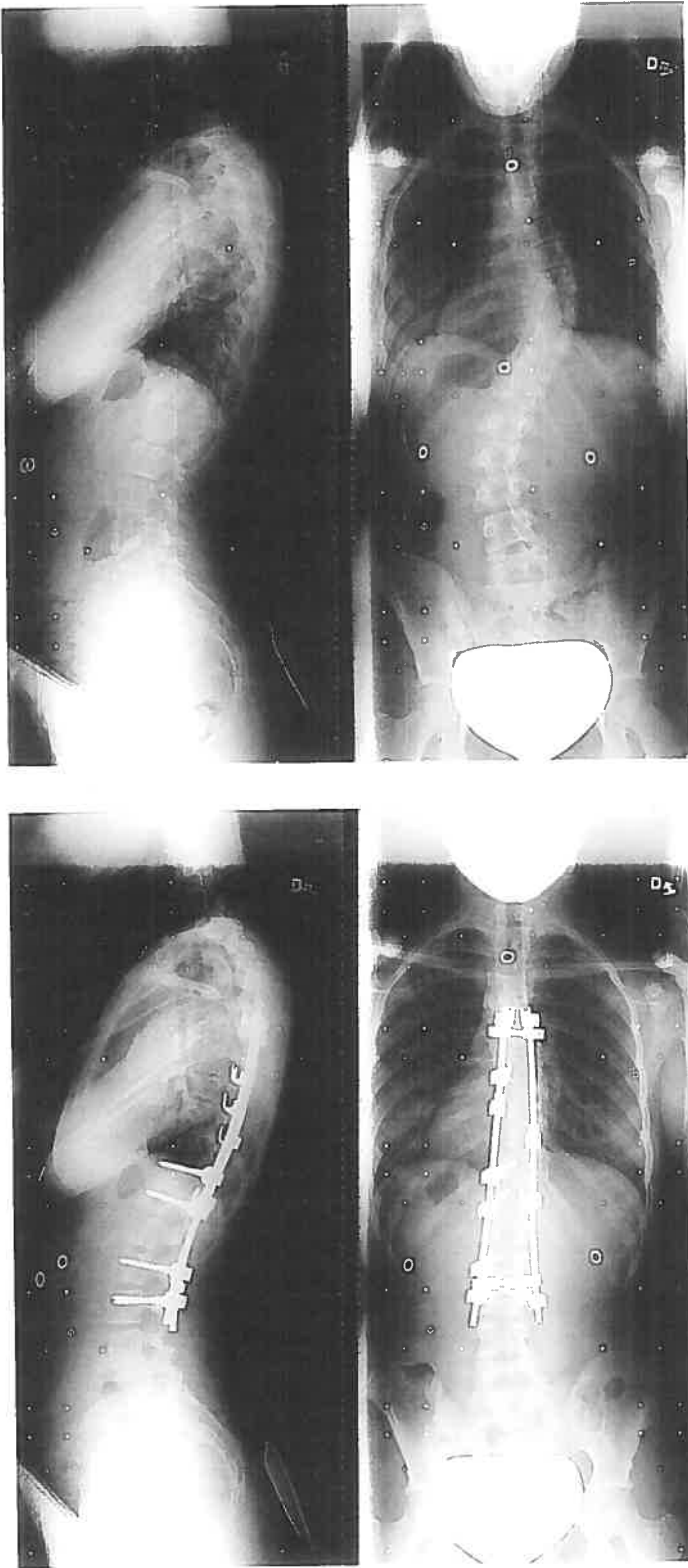


Figure 2

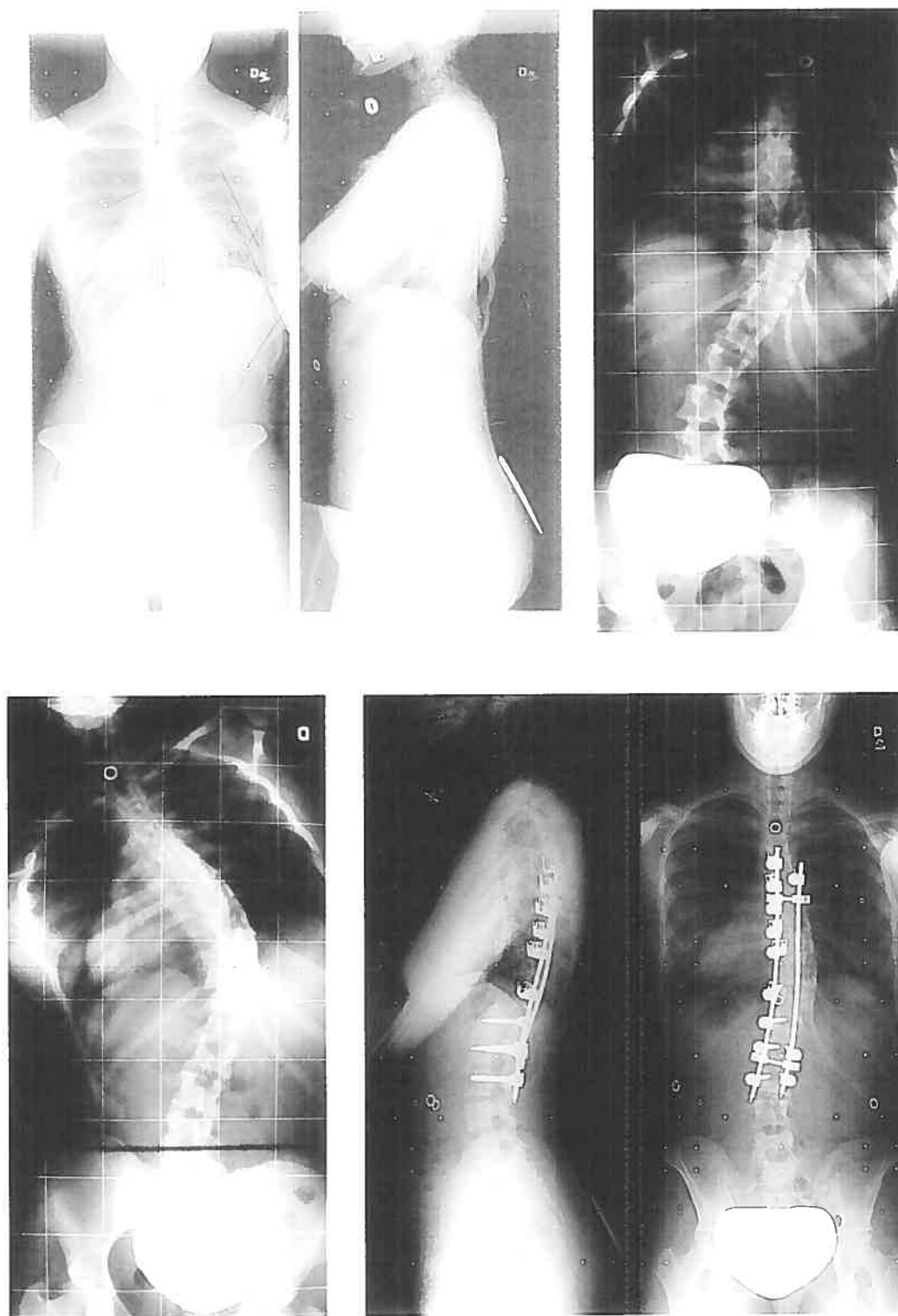


Figure 3

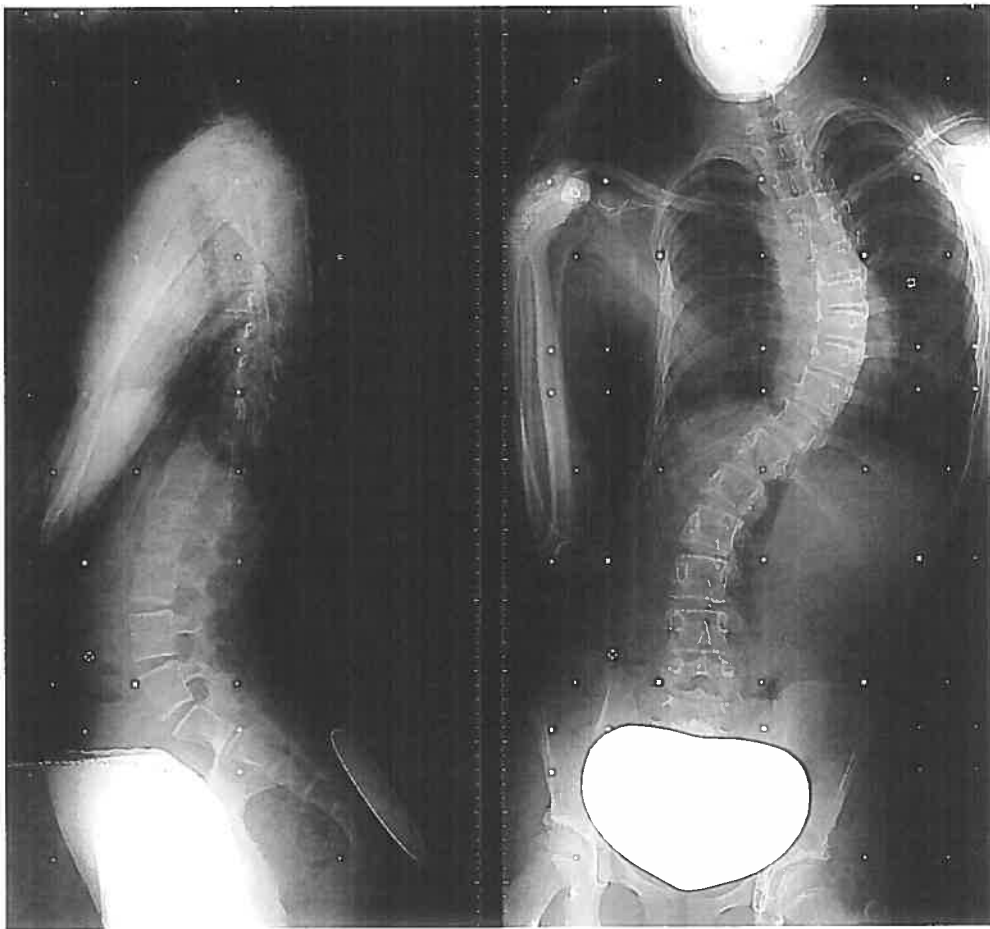
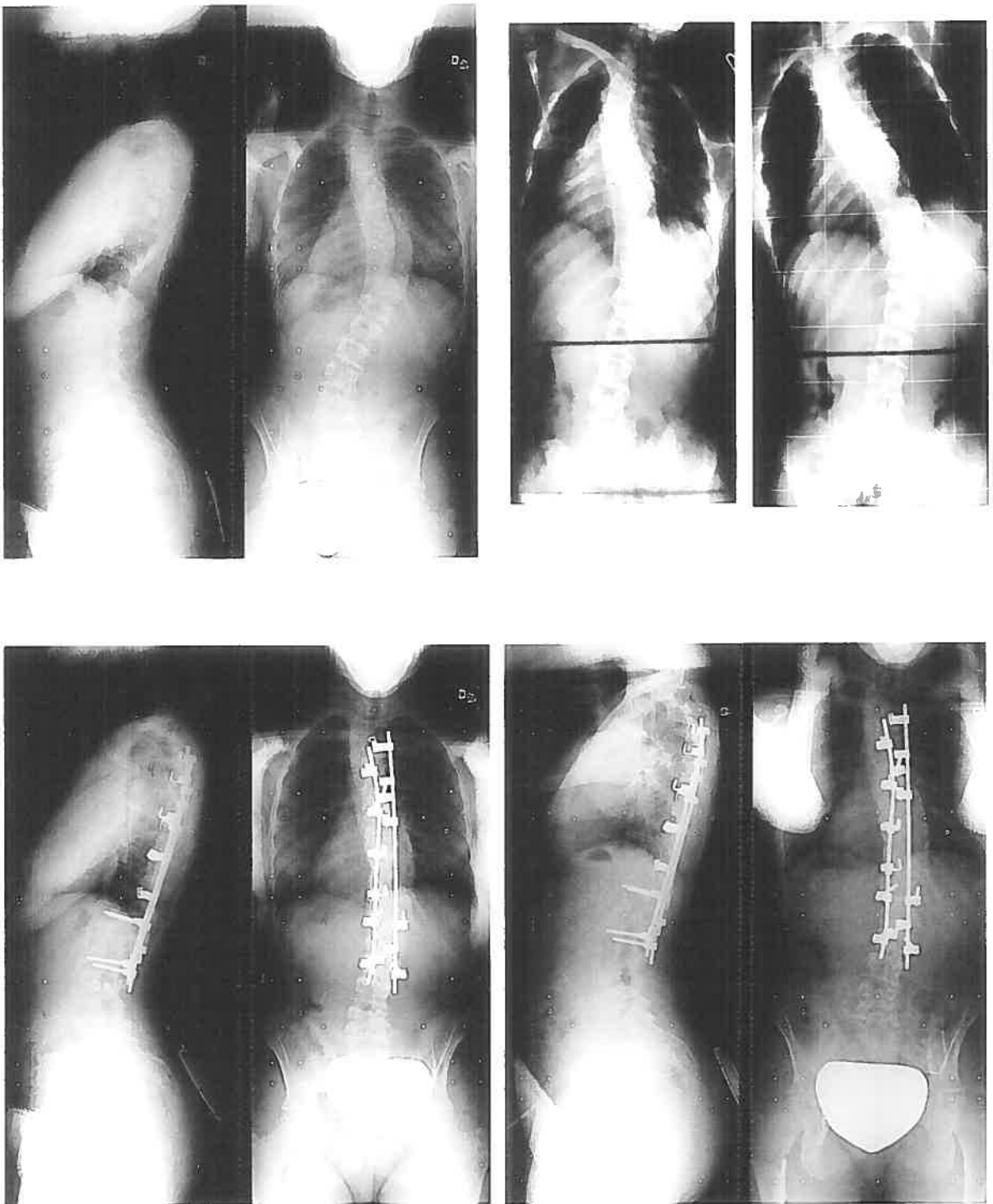


Figure 4



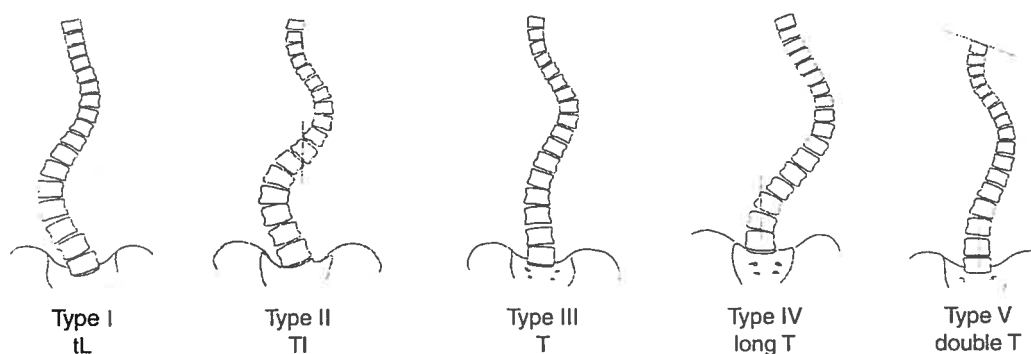
#### 4- Discussion générale

Ce mémoire présente une étude de faisabilité quant à la possibilité d'utiliser la logique floue comme outil d'aide à la planification chirurgicale de la SIA. Ensuite, la validation de cet outil par un étalon or de 5 chirurgiens experts dans la chirurgie de la SIA est démontrée. Cette technique originale et innovatrice basée sur la logique floue, s'inscrit dans la tendance actuelle visant à uniformiser le traitement de la SIA. La technique actuellement privilégiée dans ce dessein est celle des classifications que nous verrons en premier lieu dans cette discussion. Ensuite, nous examinerons le problème lié à la validation d'un modèle de logique floue et finalement les alternatives pour l'avenir.

##### 4.1. Classifications

Il existe actuellement dans la littérature des techniques de classifications des courbures scoliotiques orientées sur le traitement. Le principe étant d'associer un patron de fusion à chacune des catégories définies.

La plus ancienne classification et certainement la plus connue à travers le monde est celle de King décrite en 1983 et représentée à la figure 5. Comportant 5 catégories, elle regroupe uniquement les courbures thoraciques.



**Figure 5 : Classification de King**



Les traitements proposés pour chacun des types sont les suivants. Pour le type I, instrumentation des courbures thoracique et lombaire, pour les types II, III et IV instrumentation de la thoracique seule jusqu'à la vertèbre stable la plus crâniale i.e. la vertèbre traversée en son centre par une ligne verticale perpendiculaire au centre du sacrum (CSVL). Pour le type V, instrumentation de la courbure thoracique proximale en plus de la thoracique principale.

Une autre classification, plus récente et plus complète, est celle de Lenke décrite en 2002. Cette classification (figure 6) comporte 6 types et est basée sur la structuralité des 3 courbures. De plus, l'indication d'instrumentation et fusion correspond aux courbures structurales.

En fait, selon les classifications actuelles, les types King I et III ne causent aucune ambiguïté, la courbure lombaire est fusionnée dans le type I et non fusionnée dans le type III (King 1988). De même, suivant la classification de Lenke, le type 1A et 1B ne requièrent aucune fusion de la courbe lombaire, alors que les type 3, 4, 5 nécessitent une fusion de la courbe lombaire (Lenke 2001). Le problème survient avec les types II de King et les types 1C de Lenke. Ce sont des scolioses qui présentent une courbure lombaire compensatoire, dont la structuralité est plus ou moins évidente.

Le problème des classifications a été démontré par Stokes en 2002 lorsqu'il a développé un algorithme pour classifier les courbures selon King. Les courbures soumises à son algorithme étaient pour la plupart bien classifiées sauf celles appelées « borderline » c'est-à-dire des courbures présentant l'une des trois caractéristiques suivantes :

- 1- Une vertèbre apicale lombaire près du CSVL
- 2- Angle de Cobb près de 10 degrés
- 3- Une vertèbre apicale lombaire près du niveau thoracolombaire

Dans ces cas « borderline », l'algorithme ne classifiait pas de façon reproductible les courbures.

<b>Criteria for curve classification</b>				
<b>Curve type</b>				
Type	Proximal thoracic	Main thoracic	Thoracolumbar/lumbar	Curve type
1	Non-structural	Structural (major*)	Non-structural	Main thoracic (MT)
2	Structural	Structural (major*)	Non-structural	Double thoracic (DT)
3	Non-structural	Structural (major*)	Structural	Double major (DM)
4	Structural	Structural (major*)	Structural	Triple major (TM)
5	Non-structural	Non-structural	Structural (major*)	Thoracolumbar/lumbar (TL/L)
6	Non-structural	Structural	Non-structural (major*)	Thoracolumbar/lumbar-main thoracic (TL/L-MT)

\*Major=largest Cobb measurement, always structural; minor=all other curves with structural criteria applied.

---

**Location of apex (SRS definition)**

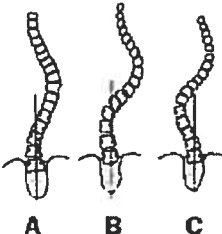
Curve	Apex
Thoracic	T2-T11-12 disc
Thoracolumbar	T12-L1 L1-2 disc-L4

---

**Modifiers**

Lumbar spine modifier	CSVL to lumbar apex
A	CSVL between pedicles
B	CSVL touches apical body(ies)
C	CSVL completely medial

**Modifiers**



A      B      C

**Thoracic sagittal profile**

**T5-T12**

- (Hypo) <10°

N (Normal) 10°-40°

+ (Hyper) >40°

**Curve type (1-6) + lumbar spine modifier (A, B or C) + thoracic sagittal modifier (-, N or +)**

SRS=Scoliosis Research Society, CSVL= centre sacral vertical line. Modified from ref 1 with permission.

**Figure 6 : Classification de Lenke**

Dans leur méta-analyse en 2003, Winter et al ont fait ressortir le point suivant : si en 1983, King et al ont démontré la pertinence de la fusion sélective des courbures King II, pourquoi tant de débats depuis sur la question. Suite à leur

revue de littérature, Winter et al n'ont pas trouvé de résultats contradictoires à ce principe de fusion sélective. Pourquoi est-ce donc encore un sujet très actuel dans la littérature? Ceci nous conduit à penser que le problème est plutôt dans l'évaluation du type de courbure plutôt que dans le traitement associé à un certain type!

Effectivement, une étude menée par Richards et al a démontrée que dans un contexte clinique, ni la classification de King ni celle de Lenke sont reproductibles. Dans cette étude, 4 chirurgiens devaient classer 50 radiographies non préalablement mesurées. Les statistiques kappa pour la reproductibilité inter observateur étaient de 0,61 pour King et 0,50 pour Lenke.

Ainsi, l'idée de classer les courbures afin de planifier la chirurgie de la scoliose est bonne. Toutefois, comme l'étape de classification est non-reproductible entre un groupe de chirurgiens, cette méthode devient plus ou moins utile et met en évidence l'utilité d'un modèle proposant directement les courbes à instrumenter peut importe leur classe.

#### **4.2. Étalon**

La validation telle que décrite dans la section méthodologie de même que dans le second article est la plus appropriée selon le contexte de l'étude. Toutefois recueillir l'expertise de plusieurs chirurgiens sur une série de cas s'est avéré surprenant.

Premièrement, il est intéressant de soulever les méthodes bien distinctes qu'emploient chacun pour déterminer les niveaux de fusion. Certains ont une stratégie uniquement axée sur les radiographies, d'autres se fient aux chiffres et regardent peu les radiographies. Ceci démontre bien l'aspect « expérience » requise pour une telle planification.

Deuxièmement, il n'y avait aucune concordance sur les niveaux d'instrumentation et fusion proposés par les chirurgiens. Pour la courbure

thoracique, il n'y avait que 2 cas sur 30 pour lesquels les 5 chirurgiens étaient en parfait accord et dans 5 cas pour la courbure lombaire. Bien sûr, la concordance était meilleure si le choix des courbures à instrumenter était retenu. Effectivement, comme présenté dans le tableau 2 du second article, dans 43% et 53% des cas pour les courbures thoracique et lombaire, les chirurgiens avaient tous la même stratégie opératoire.

Ces évidences nous ont conduit à un profond questionnement quant à la pertinence de l'étalon choisi : la moyenne de 5 chirurgiens. Comment valider un modèle qui tente de reproduire l'expérience d'un chirurgien expert si plusieurs chirurgiens experts n'emploient pas les mêmes stratégies et ne raisonnent pas de la même façon?

Dans cette optique une solution possible serait de regrouper ces mêmes chirurgiens experts dans un même endroit et obtenir un consensus. Pour ce faire, les 5 chirurgiens devraient être isolés avec en main la base de donnée décrite dans ce mémoire. Ainsi, chacun des 30 cas utilisés pour la validation ferait l'objet d'une discussion et ce à partir de toute l'information radiologique contenue dans la base de données. L'objectif de la rencontre serait d'obtenir un consensus sur le traitement optimal de chacun des cas. Bien sûr, dans un contexte réaliste, une telle réunion pourrait difficilement être réalisée. Premièrement, une distance physique existe entre les hôpitaux où chacun travaille. Deuxièmement, l'horaire de chacun, en plus d'être bien chargé, est très variable. Une avenue serait de tenir cette rencontre dans le cadre d'une conférence. Toutefois, un tel exercice nécessiterait plusieurs heures de discussion, si l'on se base sur la variabilité des résultats, et serait plus ou moins bienvenue dans un tel événement.

D'ailleurs un autre point à soulever qui serait particulièrement amélioré par un consensus d'experts est la section de la validation des règles. Dans le cadre de ce mémoire, les règles, après avoir été développées par l'auteur à l'aide de la littérature, ont été validées par un seul chirurgien. Or, cette validation faite

par le consensus d'experts donnerait plus de pouvoir aux modèles. Mais les difficultés mentionnées précédemment demeurent. De plus, la validation des règles et celle des modèles à l'aide de la base de donnée ne pourrait être effectuée par le même groupe d'experts, ce qui causerait un biais dans la validation. Comme le Québec regroupe un nombre limité d'experts dans le domaine de la chirurgie de la scoliose idiopathique, il faudrait étendre la sélection des chirurgiens à d'autres pays, en ainsi de suite les obstacles à cette réalisation n'en sont qu'augmentés.

En fait, il faut se rappeler que la logique floue a été créée pour faciliter les processus décisionnels complexes. Ici nous avons inclus dans les modèles de logique floue ce que différents auteurs ont publié comme étant les bases de la planification chirurgicale de la SIA. Il représente donc un consensus des connaissances actuelles acceptées par la communauté scientifique. Ainsi, nous comprenons qu'il est intéressant de valider de tels modèles afin d'assurer une concordance entre leurs propositions et celles des chirurgiens experts, ceci est rassurant pour les êtres humains que nous sommes. Toutefois, comme ils sont basés sur des connaissances déjà acceptées et qu'ils en considèrent plusieurs simultanément, ces modèles pourraient tout aussi bien jouer le rôle de l'étalon or. Et encore, il faudrait qu'un étalon or existe vraiment dans un tel contexte clinique. Effectivement, pour un même cas, deux traitements différents pourront être synonyme de succès, tout dépendant des attentes du chirurgien et surtout de celles du patient.

Certains pourraient aussi remettre en question la pertinence clinique des règles publiées dans la littérature. La recherche actuelle est principalement centrée sur les publications officielles, or il serait intéressant d'évaluer l'utilisation réelle en clinique de ces informations publiées. Premièrement, les chirurgiens utilisent-ils réellement les angles de Cobb dans la planification chirurgicale ou est ce qu'une simple évaluation à l'œil suffit ? Si les angles de Cobb sont employés, quelles sont les limites fixées par chacun ? En plus des angles de Cobb, utilisent-ils d'autres paramètres et si oui quels sont les plus

fréquemment employés ? Quelle part joue l'évaluation peropératoire de la colonne dans l'instrumentation finale effectuée ? À la lumière de ce mémoire, il semble qu'une évaluation plus objective des stratégies de planification chirurgicale serait intéressante à réaliser. Cette enquête devrait être réalisé à l'insu des chirurgiens afin de recueillir l'information réelle non-biaisée. Ce type d'étude pourrait aider à redéfinir ou confirmer les paramètres importants et réellement appréciés dans la planification chirurgicale.

Un autre aspect à considérer est le fait que les modèles aient été développés non pas pour prendre une décision, mais bien pour aider le chirurgien à prendre une décision dans un cas complexe. Bien sûr, le chirurgien a le dernier mot, il connaît le(la) patient(e) et peut ajuster sa décision en fonction de cette personne indépendamment du modèle.

#### ***4.3. Solutions pour l'avenir***

Comme nous venons de le voir, l'un des problèmes majeurs de cette étude concerne la validation, soit sa méthode et sa pertinence. La méthode peut-être remise en doute dans une optique de choix d'étalon or et la pertinence de la validation peut être discutée puisque les modèles représentent les connaissances actuelles déjà publiées. Afin de régler ou diminuer l'impact de ces problèmes liés à la validation, deux solutions sont possibles.

Premièrement, les modèles doivent être intégrés dans un outil adapté au format des ordinateurs de poche plus connus sous le nom de Personal Device Assistant (PDA) avec une interface facile à utiliser. Ainsi facile d'accès et d'utilisation, l'outil pourrait être utilisé en clinique. La pertinence de l'aide représentée par le modèle pourrait donc être évaluée.

Deuxièmement, l'outil développé et présenté dans ce mémoire est basé sur la littérature actuelle et l'expérience d'un chirurgien. Éventuellement, il serait intéressant d'utiliser une nouvelle technique pour l'élaboration des règles et définition des sous ensembles flous. Cette technique pourrait être basée sur

des algorithmes génétiques. Dans ce processus, il faut d'abord déterminer des prémisses et des conclusions. Ensuite, une base de donnée est développée. Cette base de donnée doit comporter au moins une centaine de cas. Pour chacun des cas les caractéristiques des courbures doivent être disponibles de même que la moyenne de l'évaluation de 5 chirurgiens sur le traitement optimal. À partir de cette base de données, un logiciel développé à l'École Polytechnique de Montréal génère les ensembles flous de même que les règles. Dans ce processus, l'expérience d'experts est automatiquement transformée en sous-ensembles flous et en règles. Il serait donc intéressant de comparer ce nouveau modèle par rapport à celui que nous avons développé.

## **5. Conclusion**

La littérature actuelle nous a permis de mettre en évidence la complexité et l'ambiguïté relative aux choix des courbures à instrumenter dans la SIA. Aussi comme chacune des décisions, instrumentation ou non-instrumentation, peut entraîner des conséquences négatives, il est de la plus grande importance de trouver un outil pour tenter d'uniformiser le traitement de cette condition. Le développement de multiples systèmes de classifications orientés sur le traitement témoigne bien de cette réalité.

L'outil développé dans cette étude se distingue des autres méthodes actuellement connues puisqu'il ne requiert pas un classement préalable de la courbure, minimisant ainsi les problèmes de reproductibilité. De plus, l'utilisation de la logique floue est à notre connaissance une première dans le domaine de la SIA.

L'utilisation du logiciel en clinique est simple. Seuls 5 et 4 paramètres sont à introduire dans les modèles pour les courbures thoraciques proximales et lombaires afin d'obtenir une suggestion du modèle quant au traitement optimal pour le cas soumis.

Les modèles ont été validés en comparaison avec un groupe de 5 chirurgiens experts dans le domaine et ont démontré une bonne reproductibilité avec des kappas de 0,71 et 0,64 respectivement pour les modèles des courbures thoraciques proximales et lombaires.

Nous avons donc démontré la faisabilité et la validité d'un outil de logique floue pour faciliter la sélection des courbures à instrumenter et fusionner dans le traitement de la SIA. L'amélioration des outils présentés pourrait se faire suivant l'évolution dans le domaine de la logique floue.



***Bibliographie***

Asher A, Lenke LG, Labelle H, Lonstein JE, Brown CW, Stokes IAF, Coonrad RW, Chan PK, Deinlein DA, Jackson RP, Emans JB, Knight RQ, King HA, Zeller RD. Interobserver and intraobserver reliability of the SRS classification of adolescents idiopathic scoliosis, presented at 38<sup>th</sup> annual meeting scoliosis research society, september 10-13, 2003, Quebec city, Canada.

Balazinski M, Bellerose M, Czogala E. Application of fuzzy logic techniques to the selection of cutting parameters in machining processes. *International Journal for Fuzzy Sets and Systems* 1993;61:307-17.

Bridwell KH. Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis. *Spine* 1999, 24;24, 2607-16.

Carman DL, Browne RH, Birch JG. Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs. Intraobserver and interobserver variation. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume* 1990, 72(3):328-33.

Dickson R. Spinal deformity – Adolescent idiopathic scoliosis. Nonoperative treatment. *Spine* 1999, 24;24, 2601-06.

Ferguson HB. The study and treatment of scoliosis. *South Med J* 1930 23, 116-120.

Goldstein LA. The surgical treatment of idiopathic scoliosis. *Clinical Orthopaedics and Related research* 1973, 93: 131-157.

Hambly MF, Wiltse LL, Raghavan N, et al. The transition zone above a lumbosacral fusion. *Spine*. 1998;23:1785-1792.

Hilibrand AS, Carlson GD, Palumbo MA, et al. Radiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of previous anterior cervical arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81:519-528.

King HA, Moe JH, Bradford DS, Winter RB. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am.* 1983;65:1302-13.

King HA. Selection of fusion levels for posterior instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis. *Orthopedic Clinics of North America* 1988, 19:2, 247-255.

LaGrone MO. Loss of Lumbar Lordosis. A complication of Spinal Fusion for Scoliosis. *Orthopaedic Clinical North America* 1988, 19, 383-393.

LaGrone MO, King HA. Idiopathic adolescent scoliosis: Indications and expectations. Chapter 33. In : Bridwell KH, DeWald RL, eds. *The Textbook of Spinal Surgery*. 2<sup>nd</sup>. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997:425-50.

Lenke LG, Betz RR, Harms J, Bridwell KH, Clements DH, Lowe TG, Blanke K. Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83-A:1169-81.

Lenke LG. Cotrel-Dubousset spinal instrumentation. 5 Dans : *Pediatric Spine Surgery*. S.L.Weinstein. Chapitre 26, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2001, pp. 367-416.

Lenke LG, Betz RR, Haher TR, Lapp MA, Merola AA, Harms J, Shufflebarger HL. Multisurgeons assessment of surgical decision-making in adolescent idiopathic scoliosis, *Spine* 2001, 26:21, 2347-2353.

Lenke LG, Bridwell KH, Baldus C, Blanke K. Preventing decompensation in King type 2 curves treated with Cotrel-Dubousset instrumentation, *Spine* 1992, 17, S274-S281.

Lenke LG, Bridwell KH, O'Brien MF, Baldus C, Blanke K. Recognition and treatment of the proximal thoracic curve in adolescent idiopathic scoliosis treated with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine* 1994, 19:14, 1589-1597.

Mason DE, Carango P. Spinal decompensation in Cotrel-Dubousset instrumentation, *Spine* 1991, 16:8 supp., S394-S403.

Morrissy RT, Goldsmith GS, Hall EC, Kehl D, Cowie GH. Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of intrinsic error. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume* 1990, 72(3):320-7.

Perdriolle R, Vidal J. Étude de la courbure scoliotique. L'importance de l'extension et de la rotation vertébrale. *Rev Chir Orthop* 1981, 67, 25-34.

Richards BS, Sucato DJ, Konigsberg DE, et al. Comparison of reliability between the Lenke and King classification systems for adolescent idiopathic scoliosis using radiographs that were not pre-measured. *Spine* 2003;28:1148-1157.

Rosner B. *Fundamentals of biostatistics*, Pacific Grove, Duxbury Thomson Learning, 2000, p. 410.

Stokes AF, Aronsson DD. Identifying sources of variability in scoliosis classification using a rule-based automated algorithm. *Spine* 2002; 27(24), 2801-2805.

Thompson JP, Transfeldt EE, Bradford DS, Ogilvie JW, Boachie-Adjei O. Decompensation after Cotrel-Dubousset instrumentation of idiopathic scoliosis, *Spine* 1990, 15 :9, 927-931.

Weinstein SL. Pediatric spine surgery. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2001:367-416.

Winter RB, Lonstein JE. A Meta-Analysis of the Literature on the issue of selective thoracic fusion for the King-Moe type II curve pattern in adolescent idiopathic scoliosis, Spine 2003; 28 (9), p.948-952.

Ylikoski M, Tallroth K. Measurement variations in scoliotic angle, vertebral rotation, vertebral body height, and intervertebral disc space height. Journal of Spinal Disorders 1990, 3(4):387-91.