



**POLYTECHNIQUE
MONTRÉAL**

LE GÉNIE
EN PREMIÈRE CLASSE

MEC3900 – PROJET INTÉGRATEUR III

GROUPE 1

STABILITÉ DE LA COLONNE VERTÉBRALE HUMAINE EN COMPRESSION

RAPPORT FINAL

PRÉSENTÉ À

Aboulfazl Shirazi

Dmitri Fedorov, ing

Par

Alexandre Deschênes

2016134

Le 16 août 2023

À Montréal

Résumé

Cet écrit porte sur l'étude non-linéaire, par l'entremise d'un logiciel d'éléments finis, d'une colonne vertébrale humaine soumise à des forces de compression. Cette simulation avait pour but de démontrer l'impact de certains mécanismes affectant la stabilité de la colonne en compression. Dans le cadre de ce projet, seulement quelques caractéristiques de la colonne vertébrale ont été simulés, tels que la partie sacrale ainsi que les courbures lombaire et thoracique dans la position neutre. De plus, uniquement les déformations dans le plan sagittal ont été étudiées. À la suite d'étude de différents modèles soumis à de grandes déformations, il a été possible de démontrer que la stabilité en compression de la colonne est grandement affectée par la distribution de la force et de la géométrie initiale de la colonne.

Mots-clés : Colonne vertébrale thoraco-lombaire, Charge répartie, Lordose, Cyphose, Compression, Éléments finis, Sagittal, Déformation.

Abstract

This is the final report on the analysis, using a finite elements software, of the human spine subjected to compressive forces. This simulation aimed to determine the effects of some mechanisms playing a role in the stability of the spine in compression. For this project, only the thoracolumbar spine in the neutral upright position in the sagittal plan has been simulated. By studying different large displacement finite-element models, it was possible to demonstrate that the load distribution and the initial geometry had an impact on the load bearing capacity of the spine.

Keywords: Thoracolumbar spine, Distributed load, Lordosis, Kyphosis, Compression, Finite elements, Sagittal, Displacement.

Table des matières

Résumé.....	ii
Abstract.....	ii
Table des figures	v
Table de tableaux	v
1. Introduction	1
2. Définition du projet.....	2
2.1. Angle d'attaque et limitation du projet.....	2
2.2. Analyse des besoins du client	2
2.2.1. Diagnostique de la situation actuelle.....	2
2.2.2. Besoins et objectifs du client	3
4. Revue de la documentation	4
4.1. Présentation du cadre théorique	4
5. Spécifications fonctionnelles.....	5
5.1 Cahier de charges.....	5
5.1.1. Fonctions principales	5
5.1.2. Fonctions complémentaires.....	6
5.1.3. Fonctions contraintes.....	6
6. Recherche de solutions	7
6.1 Modèle de simulation	7
6.1.1 Élément 3D entièrement modélisé	7
6.1.2 Élément 3D avec vertèbres simplifié.....	7
6.1.3 Élément 1D entièrement modélisé	7
6.1.4 Élément 1D avec vertèbres simplifié.....	8
6.1.5 Comparaison des différentes géométries	8
6.2 Colonne vertébrale lombaire	9
6.3 Colonne vertébrale thoraco-lombaire.....	10
6.3.1 Modèle thoraco-lombaire avec charge ponctuelle.....	10
6.3.2 Modèle thoraco-lombaire avec chargement réparti.....	11
7. Design détaillé.....	12
7.1 Modèle avec charge physiologique gravitationnelle.....	12
8. Validation de la solution.....	14
8.1 Solution analytique d'Euler-Bernoulli en flexion	14

8.2 Comparaison avec les valeurs expérimentale du client	14
8.3 Importance de la non-linéarité dans les simulations	16
8.4 Limite de la solution finale	16
9. Discussion sur la méthodologie	17
10. Conclusion	18
Bibliographie	18
11. Annexes	20

Table des figures

Figure 1: Colonne vertébrale en position neutre (iStock, 2020)	1
Figure 2: Parties de la colonne vertébrale en position neutre dans le plan sagittal (Heler, 2016)	2
Figure 3: Effet de l'angle du sacrum sur la colonne vertébrale (TRX, 2022)	4
Figure 4: Maillage utilisant des éléments 3D (FEM3D)	7
Figure 5 Représentation d'un élément poutre 1D (Stress Ebook LLC.)	7
Figure 6: Déplacement axial de la vertèbre L1 en fonction de la force	9
Figure 7: Déplacement axial de la vertèbre T1 en fonction de la force dans le cas d'une charge concentrée	10
Figure 8: Déplacement axial de la vertèbre T1 en fonction de la force dans le cas d'une charge répartie	11
Figure 9: Géométrie de simulation de la colonne vertébrale thoraco-lombaire avec la charge appliquée au centre de gravité du corps	12
Figure 10: Déplacement axial de la vertèbre T1 en fonction de la force dans le cas d'une charge physiologique gravitationnelle	13
Figure 11: Comparaison entre les modèles thoraco-lombaire et les valeurs du client	15
Figure 12: Comparaison entre le modèle lombaire et les valeurs du client	15
Figure 13: Comparaison entre la solution linéaire et non linéaire	16
Figure 14: Courbe Contrainte-Déformation d'un modèle élastique parfaitement plastique	17
Figure 15: Modèle de la colonne vertébrale lombaire	Error! Bookmark not defined.
Figure 16: Modèle de la colonne vertébrale thoraco-lombaire	Error! Bookmark not defined.

Table de tableaux

Tableau 1: Fonctions principales du cahier de charges	5
Tableau 2: Fonctions complémentaires du cahier de charges	6
Tableau 3: Contraintes du cahier de charges	6
Tableau 4: Comparaison des différentes géométries	8
Tableau 5: Valeur de la force et de la position de l'excentricité des tronçons de torse	20
Tableau 6: Propriétés mécaniques des disques vertébraux	20

1. Introduction

La stabilité de la colonne vertébrale lorsqu'elle est soumise à des efforts de compression est un sujet important pour le domaine de la biomécanique et pour le client, soit le directeur du projet. La colonne vertébrale en position neutre est soumise aux efforts gravitationnels ainsi que les forces musculaires dans la majorité des activités de la vie quotidienne. De plus, il est possible de faire un lien entre la stabilité de la colonne et le risque de blessure et par le fait même aux douleurs chroniques dans le bas du dos (Cholewicki, 1996). La figure 1 ci-dessous présente la colonne vertébrale en position neutre.

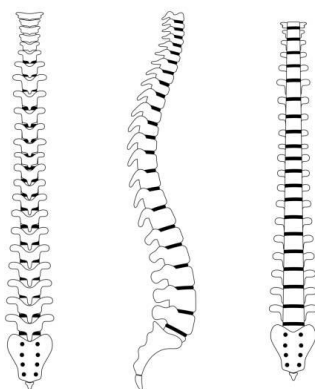


Figure 1: Colonne vertébrale en position neutre (iStock, 2020)

Ainsi, à l'aide d'expériences *in vivo* et *in vitro*, les réponses biomécaniques étudiées ont démontré plusieurs mécanismes affectant la stabilité de la colonne vertébrale soumise à une force de compression gravitationnelle. Dans ce présent rapport, il sera question de présenter un projet de conception, par l'entremise de logiciel de simulation par éléments finis, d'une géométrie de colonne vertébrale permettant d'évaluer certains des mécanismes de stabilisation de la colonne vertébrale. Premièrement, il sera question de définir le projet en présentant les besoins du client, la méthodologie et l'échéancier du projet. Deuxièmement, une revue de la documentation existante sur le sujet sera faite. Troisièmement, le cahier de charges du projet sera présenté. Quatrièmement, les designs préliminaires ainsi que la solution finale seront présentés. Finalement, il sera question de présenter la validation de la solution finale.

2. Définition du projet

2.1. Angle d'attaque et limitation du projet

Dans le cadre du projet, il était question de concevoir un modèle permettant de simuler les réponses biomécaniques observées lors des expériences in vitro à l'aide d'un logiciel d'élément fini, soit Simcenter 3D. La figure 2 présentée ci-dessous montre les cinq parties distinctes de la colonne vertébrale humaine.

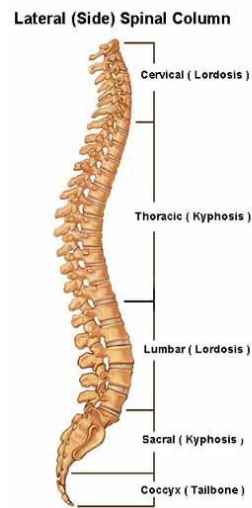


Figure 2: Parties de la colonne vertébrale en position neutre dans le plan sagittal (Heler, 2016)

Dans un but de simplification, seulement la partie sacrale, lombaire et thoracique dans la position neutre ont été simulées et uniquement les déformations dans le plan sagittal seront étudiées. Effectivement, la partie cervicale, la tête et les bras sont uniquement présentés par leur poids respectif. De plus, le seul cas de chargement étudié est le cas en compression dû à la force gravitationnelle.

2.2. Analyse des besoins du client

2.2.1. Diagnostique de la situation actuelle

Actuellement, le client désire obtenir une simulation permettant de refléter les observations obtenues lors des expériences in vivo et in vitro. Les simulations permettront au client d'analyser et de quantifier l'effet de certains mécanismes permettant de stabiliser la colonne vertébrale.

2.2.2. Besoins et objectifs du client

Ainsi, pour satisfaire efficacement les objectifs du client, il faut que le produit réponde aux besoins ci-dessous.

- Avoir une géométrie de simulation semblable à une colonne vertébrale réelle
- Respecter le budget d'heures
- Obtenir une réponse juste et précise lors de la simulation
- Minimiser le temps de simulation pour l'obtention d'une réponse
- Posséder une géométrie simple et facilement réalisable
- Minimiser le coût associé au calcul
- Respecter les principes de développement durable
- Respecter les propriétés mécaniques régies par la colonne vertébrale
- Créer une géométrie de simulation compatible avec le logiciel Simcenter 3D
- Quantifier l'effet de chaque mécanisme affectant la stabilité la colonne vertébrale
- Minimiser l'espace de stockage utilisé par la simulation
- Obtenir un modèle simplifié permettant d'isoler les mécanismes stabilisateurs de la colonne vertébrale
- Obtenir une simulation numérique permettant de prédire les comportements linéaires et non-linéaires d'une colonne vertébrale soumise à des forces de compression

4. Revue de la documentation

4.1. Présentation du cadre théorique

Des expériences antérieures ont permis de soulever plusieurs mécanismes jouant un rôle sur la stabilité de la colonne vertébrale lorsque cette dernière est soumise à des efforts de compression. Effectivement, il a été démontré que la courbature de la colonne, la répartition de la charge et l'angle de rotation du sacrum peuvent jouer un rôle dans la capacité de chargement en compression de la colonne (Kiefer et al., 1997). La figure 5 présentée ci-dessus démontre l'effet de l'angle du sacrum sur la position neutre de la colonne vertébrale.

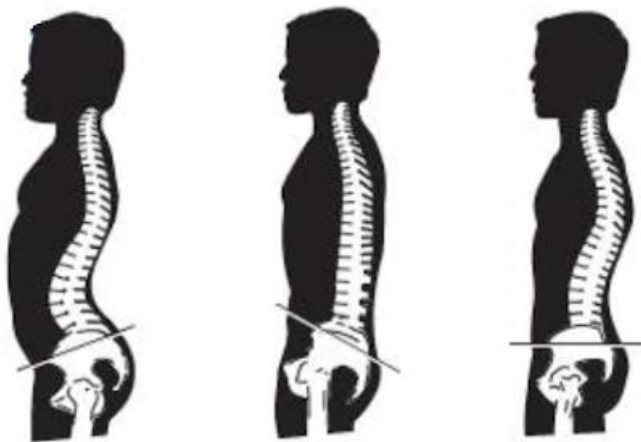


Figure 3: Effet de l'angle du sacrum sur la colonne vertébrale (TRX, 2022)

De plus, il a été démontré que l'activation musculaire permettrait de stabiliser la colonne vertébrale en augmentant considérablement sa capacité sous le chargement en compression (Gardner-Morse M, 1995). Effectivement, la colonne vertébrale ligamentaire passive est seulement en mesure de soutenir une charge compressive d'environ 30N avant de démontrer un déplacement excessif. Toutefois, l'activation musculaire permet de soutenir des charges compressives de plus de 2800N avant d'observer le même déplacement (Shirazi-Adl, 2000). Il a également été démontré que la pression intra-abdominale joue un rôle dans la stabilité de la partie lombaire de la colonne vertébrale (Cholewicki, 1999)

5. Spécifications fonctionnelles

5.1 Cahier de charges

5.1.1. Fonctions principales

Le tableau 2 ci-dessous présente les fonctions principales du cahier de charges

Tableau 1: Fonctions principales du cahier de charges

No.	RÉV.	FONCTION	K	CRITÈRE	NIVEAU	FLEXIBILITÉ
FP		Fonctions principales				
FP-1.0	0	Avoir une géométrie de simulation ressemblant une colonne vertébrale	4	Géométrie possédant les caractéristiques d'une colonne vertébrale	Oui	Aucune
FP-2.0	0	Minimiser le coût de calcul	2	Temps de calcul	2 min	± 1 min
FP-3.0	0	Vérifier l'effet de la lordose sur la stabilité de la colonne vertébrale	5	Variation du déplacement en mm des vertèbres	Oui	Aucune
FP-4.0	0	Vérifier l'effet de la cyphose sur la stabilité de la colonne vertébrale	5	Variation du déplacement en mm des vertèbres	Oui	Aucune
FP-5.0	0	Vérifier l'effet de la répartition de la charge sur la stabilité de la colonne vertébrale	5	Variation du déplacement en mm des vertèbres	Oui	Aucune
FP-6.0	1	Vérifier l'effet de l'angle du sacrum sur la stabilité de la colonne vertébrale	3	Variation du déplacement en mm des vertèbres	Oui	Aucune
FP-7.0	2	Prédire le comportement d'une colonne vertébrale	5	Déplacement axial de la vertèbre T1 soumise à une force de 75N	10mm	± 5mm
FC-5.0	0	Démontrer graphiquement le déplacement de la colonne vertébrale	5	Différence relative dans le déplacement axial de la vertèbre T1 soumise à une force compressive	10 %	± 5%
				Différence relative dans le déplacement postérieur/antérieur de la vertèbre T1 soumise à une force compressive	10 %	± 5%

5.1.2. Fonctions complémentaires

Le tableau 3 ci-dessous présente les fonctions complémentaires du cahier de charges.

Tableau 2: Fonctions complémentaires du cahier de charges

No.	RÉV.	FONCTION	K	CRITÈRE	NIVEAU	FLEXIBILITÉ
FC		Fonctions complémentaires				
FC-1.0	0	Minimiser le temps de calcul	3	Minutes nécessaires pour converger la solution	2 min	± 1 min
FC-2.0	0	Simplifier la géométrie de simulation le plus possible	3	Nombre de nœuds dans la géométrie	70 nœuds	± 20 nœuds
FC-3.0	0	Respecter les principes 4R du DD	2	Temps d'utilisation des ressources du logiciel de MEF	2 min	± 1 min
FC-4.0	1	Démontrer l'effet des mécanismes stabilisant sur le plan frontal	2	Variation du déplacement axial en mm des vertèbres	Oui	Aucune

5.1.3. Fonctions contraintes

Le tableau 4 ci-dessous présente les contraintes du cahier de charges.

Tableau 3: Contraintes du cahier de charges

No.	RÉV.	FONCTION	K	CRITÈRE	NIVEAU	FLEXIBILITÉ
CO		Fonctions contraintes				
CO-1.0	0	Être faisable et validé dans le délai accordé	5	Nombre de semaines requises pour concevoir les simulations	12	Maximum (+ 0, /- ouvert)
CO-2.0	0	Respecter le budget alloué	4	Nombre d'heures chargées	110h	Maximum (+ 0, /- ouvert)
CO-3.0	0	Être faisable en utilisant des logiciels de MEF mis à la disposition et maîtrisés par l'étudiant	3	Utilise Simcenter 3D	Oui	Aucune
CO-4.0	1	Minimiser l'espace de stockage utilisé par les simulations	2	Nombre d'octets utilisés par les simulations	200Mo	+/- 100 Mo
CO-5.0		Concevoir une géométrie de simulation permettant la convergence de la solution	5	Convergence de la solution	Oui	Aucune
CO-6.0	1	Respecter les propriétés mécaniques d'une colonne vertébrale	5	Force compressive causant un déplacement excessif	75N	± 10N

6. Recherche de solutions

6.1 Modèle de simulation

Le choix des éléments dans une simulation par élément finis influence grandement le résultat final. Ainsi, initialement, les choix de modèles de simulations suivants ont été élaborés.

6.1.1 Élément 3D entièrement modélisé

Ce modèle est entièrement modélisé à l'aide de géométrie 3D. De ce fait, les disques et les vertèbres seraient modélisés dans la simulation.

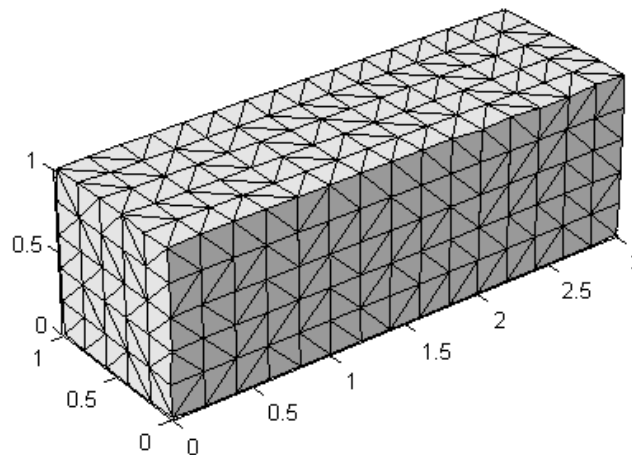


Figure 4: Maillage utilisant des éléments 3D (FEM3D)

6.1.2 Élément 3D avec vertèbres simplifié

Ce modèle utiliserait les mêmes éléments 3D que le modèle précédent, toutefois, étant donné que les vertèbres possèdent un module de Young grandement plus élevé que les disques, celles-ci seraient modélisées par un élément infiniment rigide.

6.1.3 Élément 1D entièrement modélisé

Ce modèle utiliserait des éléments poutres 1D pour modéliser les disques et les vertèbres de la colonne.

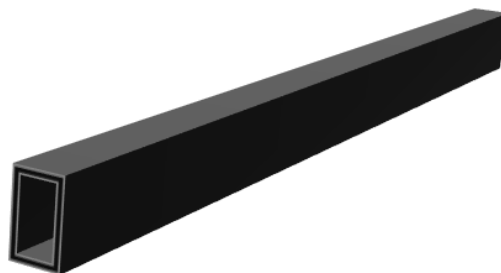


Figure 5 Représentation d'un élément poutre 1D (Stress Ebook LLC.)

6.1.4 Élément 1D avec vertèbres simplifié

Ce modèle utiliserait des éléments poutres seulement pour les disques et d'élément infiniment rigide pour les vertèbres.

6.1.5 Comparaison des différentes géométries

Le tableau suivant présente les avantages et les désavantages de chaque géométrie présentée ci-dessus.

Tableau 4: Comparaison des différentes géométries

Géométrie	Avantages	Désavantages
Élément 3D entièrement modélisé	<ul style="list-style-type: none">• Géométrie la plus complète possible• Modèle très précis• Modèle pouvant être utilisé dans des simulations non-linéaires	<ul style="list-style-type: none">• Géométrie de vertèbres très complexes• Complexité de calculs nécessitant des ressources considérables• Complexité de géométrie pour des simulations non-linéaires
Élément 3D avec vertèbres simplifié	<ul style="list-style-type: none">• Présence de corps rigide augmentant l'efficacité du modèle• Modèle précis	<ul style="list-style-type: none">• Géométrie de vertèbres très complexes• Complexité de calculs nécessitant des ressources considérables• Complexité de géométrie pour des simulations non-linéaires
Élément 1D entièrement modélisé	<ul style="list-style-type: none">• Modèle efficace• Disque pouvant être facilement modélisé par des éléments poutres• Réduction des ressources de calcul nécessaire pour la simulation	<ul style="list-style-type: none">• Vertèbres difficilement modélisables par des éléments poutres• Complexifie l'élaboration de la géométrie initiale• Modèle moins visuellement esthétique que le modèle 3D
Élément 1D avec vertèbres simplifié	<ul style="list-style-type: none">• Présence de corps rigide augmentant l'efficacité du modèle• Disque pouvant être facilement modélisé par des éléments poutres• Réduction des ressources de calcul nécessaire pour la simulation• Précision similaire aux éléments 3D	<ul style="list-style-type: none">• Complexifie l'élaboration de la géométrie initiale• Modèle moins visuellement esthétique que le modèle 3D

Ainsi, la géométrie utilisant des éléments 1D avec vertèbres simplifiées a été utilisée dans les simulations subséquentes

6.2 Colonne vertébrale lombaire

Grâce au modèle de simulation décrit précédemment et la géométrie de colonne fournie par le client, des simulations initiales comportant seulement la région lombaire de la colonne vertébrale ont pu être faites.

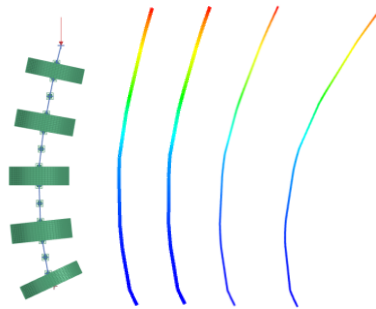


Figure 6: Modèle lombaire et sa déformée dans le plan sagittal à 50N, 100N, 150N et 200N

Le modèle simplifié de colonne lombaire est composé de 5 éléments poutres représentant les disques lombaires ainsi que de 5 corps rigides représentant les vertèbres S1 à L1. La charge est appliquée directement sur le centre géométrique de la vertèbre L1 et la vertèbre S1 est considéré encastree. Les propriétés mécaniques utilisées pour toutes les simulations ainsi que des images des différents modèles sont disponibles en annexes

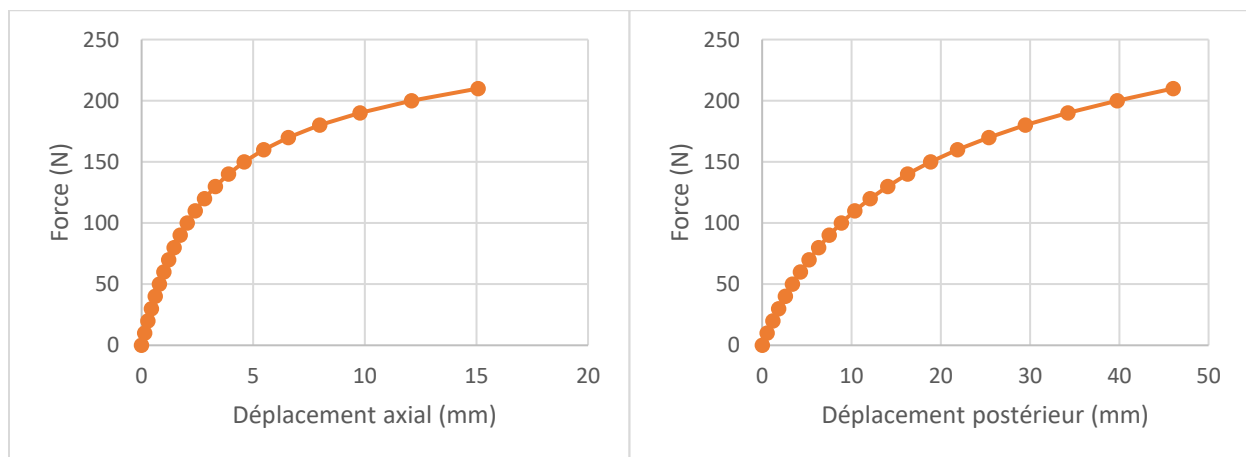


Figure 7: Déplacement axial et postérieur de la vertèbre L1 en fonction de la force

Avec ce modèle, il est possible d'observer une hypermobilité de la colonne à partir d'une charge d'environ 100 N ce qui est en adéquation avec la littérature. Bien que ce modèle représente bien la

région lombaire de la colonne vertébrale, la cadre du mandat demande la création d'une colonne thoraco-lombaire.

6.3 Colonne vertébrale thoraco-lombaire

6.3.1 Modèle thoraco-lombaire avec charge ponctuelle

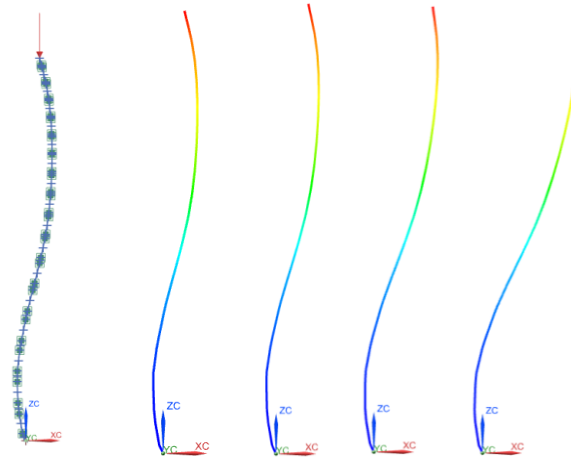


Figure 8: Cas de chargement pour la force ponctuel et sa déformée dans le plan sagittal à 10N, 20N, 30N et 35N

Ainsi, pour la prochaine itération, il était question de développer un modèle pour une colonne thoraco-lombaire. Pour ce faire, 17 éléments poutre ont été utilisés pour représenter les disques vertébraux et 17 corps rigides représentant les vertèbres S1 à T1. Dans ce modèle, la charge est concentrée sur le centre géométrique de la vertèbre T1 et la vertèbre S1 est considéré encastré. La cage thoracique a été simulée en quintuplant les propriétés mécaniques des disques thoraciques entre les vertèbres T1 et T11.

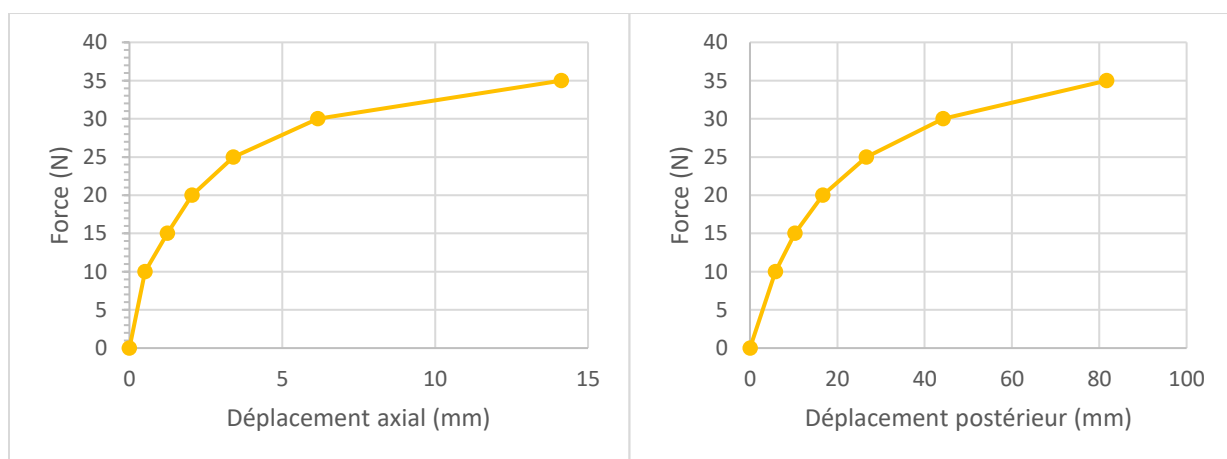


Figure 9: Déplacement axial et postérieur de la vertèbre T1 en fonction de la force dans le cas d'une charge concentrée

Dans ce modèle, la transition vers l'hypermobilité s'est faite à une valeur qui est largement plus faible, soit environ 30N, ce qui est attendu, car la force est appliquée à une hauteur qui est plus élevée créant ainsi un effet de levier venant amplifier celle-ci.

6.3.2 Modèle thoraco-lombaire avec chargement réparti

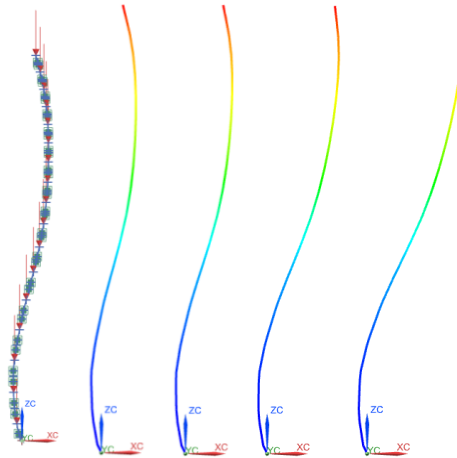


Figure 10: Cas de chargement pour la charge répartie et sa déformée dans le plan sagittal à 10N, 30N, 50N et 60N

Pour ce modèle, le seul changement ayant eu lieu est que le cas de chargement est différent, soit que la force est distribuée également sur le centre géométrique de toutes les vertèbres de la colonne vertébrale.

De ce fait, à l'aide de ce modèle, il est possible d'observer que la stabilité de la colonne a augmenté, bien que la force causant une transition vers l'hypermobilité soit encore considérablement plus faible que la charge physiologique du corps.

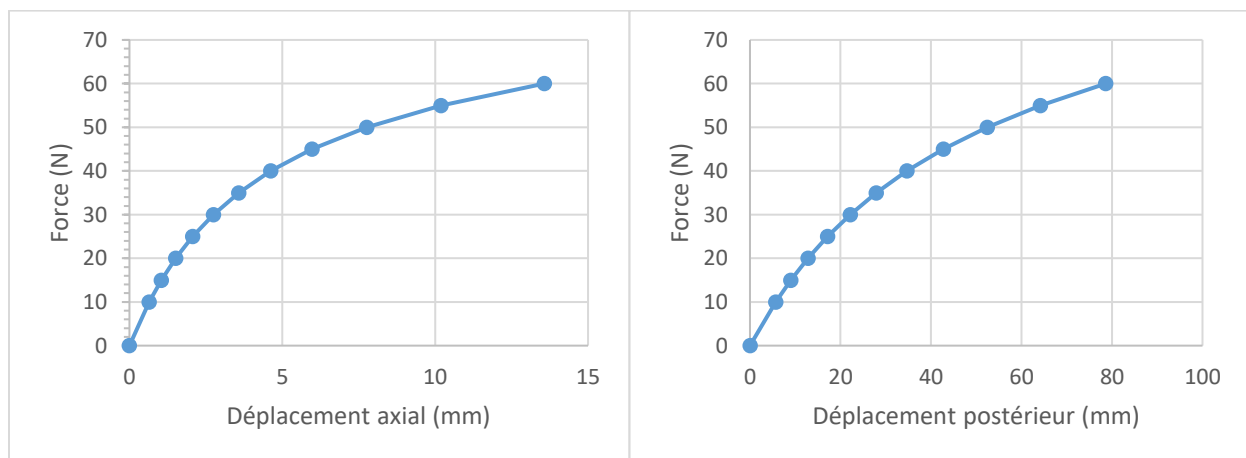


Figure 11: Déplacement axial et postérieur de la vertèbre T1 en fonction de la force dans le cas d'une charge répartie

En effet, la figure 8 démontre qu'une force d'environ 50N est en mesure de causer une transition vers l'hypermobilité. De ce fait, la répartition de la charge permet d'augmenter la stabilité de la colonne vertébrale pour des cas de chargement en compression.

7. Design détaillé

7.1 Modèle avec charge physiologique gravitationnelle

Dans le but de reproduire un cas de chargement correspondant le plus possible à la répartition naturelle de la charge physiologique gravitationnelle, le torse a été divisé en tronçon. Ainsi, la charge gravitationnelle de chaque tronçon de torse est appliquée aux vertèbres de la colonne par l'entremise de bras de levier allant du centre gravitationnel du tronçon sa vertèbre qui lui est associée. La valeur de l'excentricité des centres de gravité ainsi que celle des charges physiologiques gravitationnelles des tronçons de torse a été tiré de la littérature et sont présentées en annexe. De plus, le poids de la tête et du cou a été estimé à 8kg et est directement appliqué à la vertèbre T1. Le poids des bras, estimé à 7.5kg, est distribué également aux vertèbres T1 à T6 par l'entremise d'un bras de levier se trouvant 50mm antérieur à la vertèbre T4.

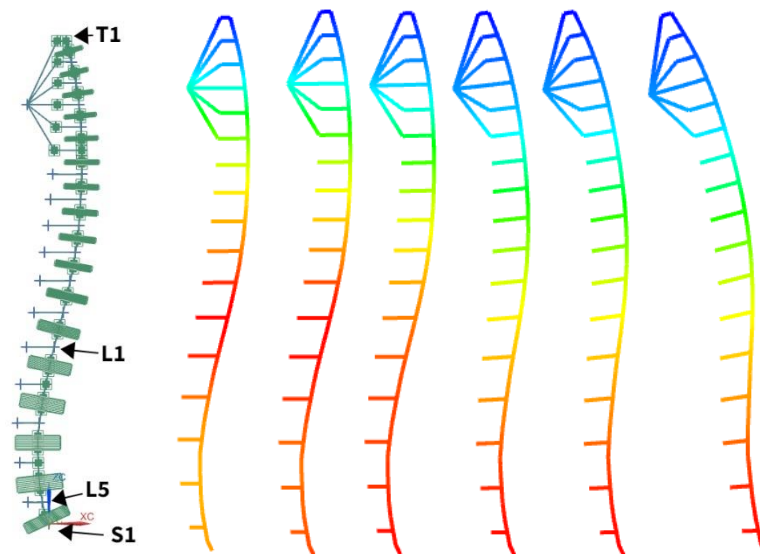


Figure 12: Géométrie de simulation de la colonne vertébrale thoraco-lombaire avec la charge appliquée au centre de gravité du corps et sa déformée dans le plan sagittal pour 10N, 30N, 50N, 70N, 72N et 74N

Les simulations qui ont été faites sur ce modèle ont montré un comportement complètement différent des autres modèles antérieur. Effectivement, les figures 6 à 8 présentent toutes une courbe ayant une transition graduelle vers le domaine de l'hypermobilité. Toutefois, en analysant la figure 10, il est possible de remarquer que le déplacement de ce modèle est très faible initialement avant d'atteindre un plateau et que la transitionne radicalement vers l'hypermobilité quand la charge dépasse environ 70N.

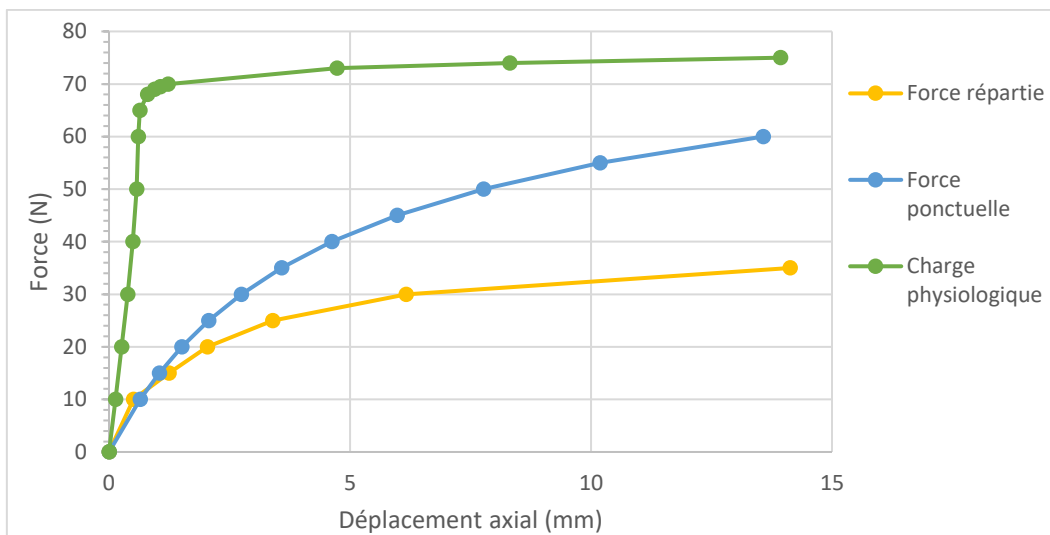


Figure 13: Déplacement axial de la vertèbre T1 en fonction de la force et du cas de chargement

Comme dans les autre modèles, l'allure de la courbe du déplacement antérieur/postérieur est semblable à celle du déplacement axial. Toutefois, dans le cas de chargement physiologique, le déplacement est dans le sens inverse, soit un déplacement antérieur.

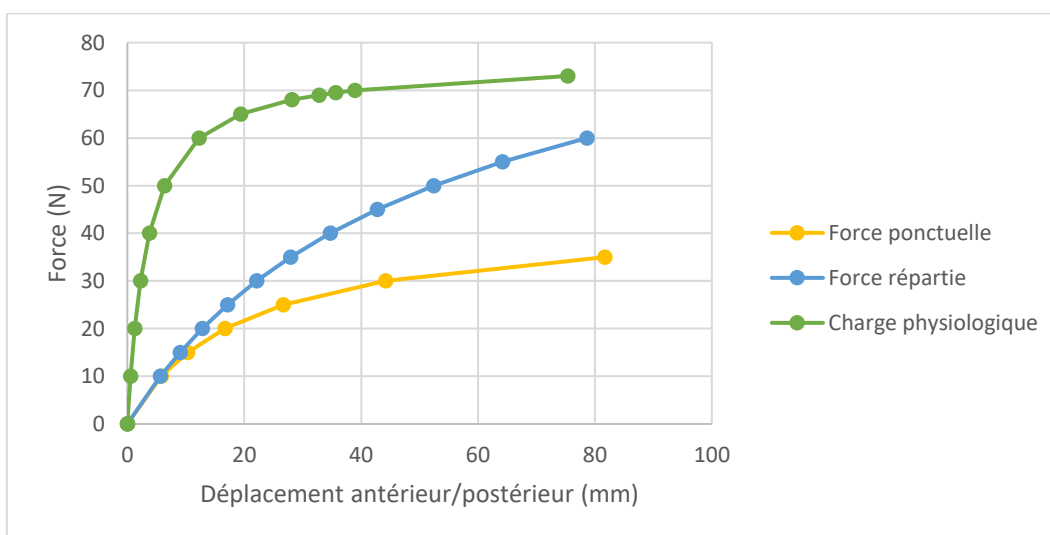


Figure 14: Déplacement antérieur/postérieur de la vertèbre T1 en fonction de la force et du cas de chargement

8. Validation de la solution

8.1 Solution analytique d'Euler-Bernoulli en flexion

Dans toutes les simulations, les éléments poutre utilisés étaient des éléments CBEAM. Afin de valider la précision de ces poutres, des simulations possédant des résultats analytiques simples ont été réalisés. De ce fait, la première simulation était celle d'une poutre encastree-libre en flexion. La théorie d'Euler-Bernoulli stipule qu'une poutre très longue comparé à sa section aura une flèche maximale suivant la relation suivante :

$$\delta_{max} = \frac{PL^3}{8EI} \quad (eq. 1)$$

Dans la simulation, la poutre, de longueur de 500mm, possédait un moment d'inertie de 7853.98 mm⁴ et était soumise à une force de 1N à son extrémité libre. Le matériau utilisé possédait un module de Young de 100 MPa. De ce fait, la solution analytique est de 53.05mm et le résultat de la simulation est de 53.09mm. Il est important de noter que la faible divergence de la valeur analytique n'est pas une erreur de simulation. Effectivement, les poutres d'Euler-Bernoulli sont des poutres négligent les déformations causées par les efforts de cisaillement. De plus, les éléments CBEAM sont de poutre de type Timoshenko qui prennent en compte la déformation en cisaillement, ce qui explique la divergence négligeable. De ce fait, il est donc possible de dire que les poutres CBEAM sont des éléments donnant des résultats qui sont en adéquation avec la théorie.

8.2 Comparaison avec les valeurs in vitro et in silico du client

De plus, une autre étape de la validation était de comparer ses réponses avec les valeurs obtenues par le client. De ce fait, les figures démontrent que les résultats de simulation obtenus sont semblables au résultat obtenu par le client.

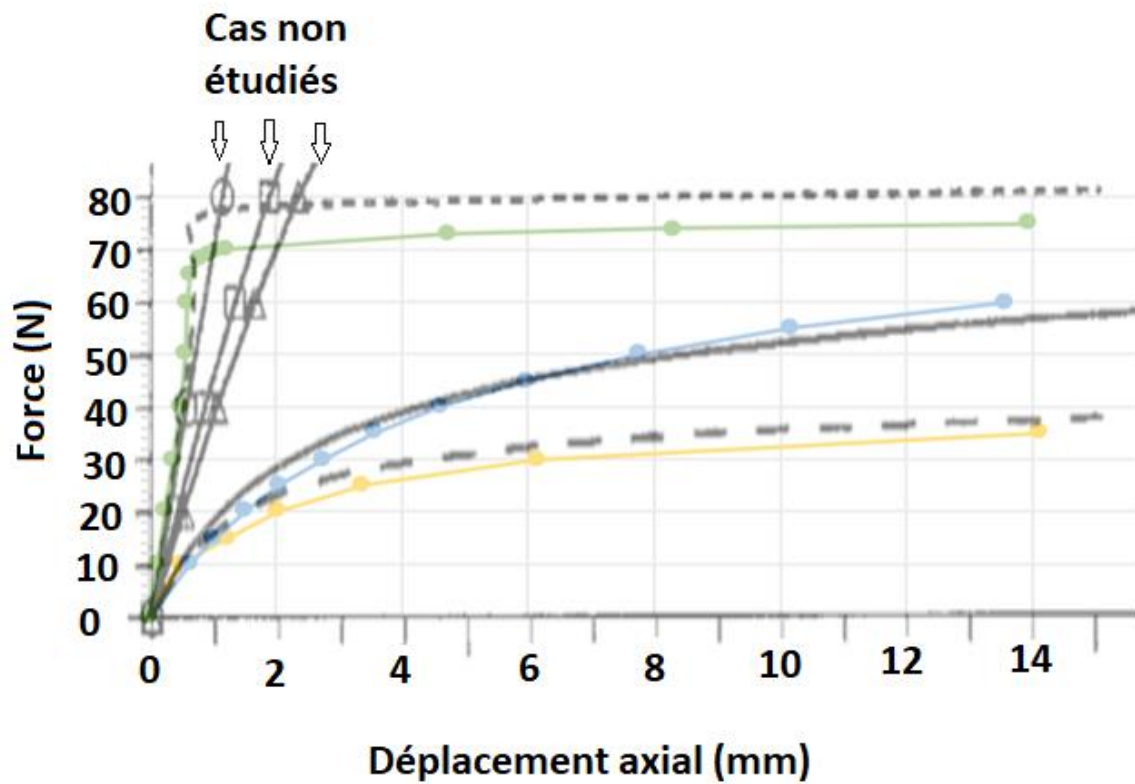


Figure 15: Comparaison entre les modèles thoraco-lominaire et les valeurs du client (Kiefer et al., 1997)

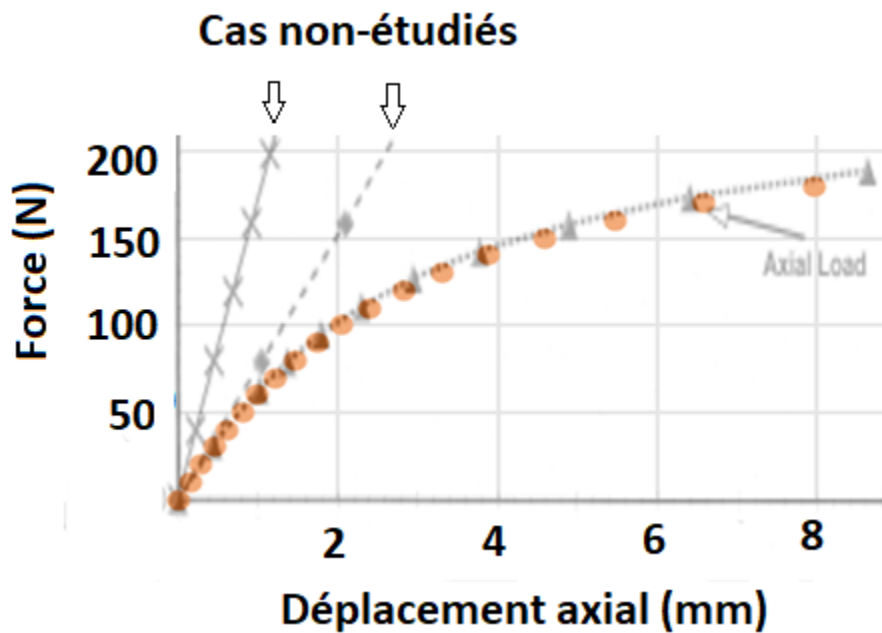


Figure 16: Comparaison entre le modèle lominaire et les valeurs du client (Shirazi-Adl, 2000).

Il est important de noter que dans ces figures certaines courbes ne faisaient pas partie des cas qui étaient à l'étude dans le cadre de ce projet. De ce fait, bien qu'il y ait des différences minimales dans les modèles thoraco-lombaire, ses différences pourraient être dues à l'utilisation des poutres de type Timoshenko, à une formulation des éléments différentes. De ce fait, la différence est négligeable.

8.3 Importance de la non-linéarité dans les simulations

Initialement, les simulations étaient linéaires. Toutefois, très rapidement, il a été possible de remarquer que l'utilisation de simulation non linéaire était indispensable. Effectivement, la problématique avec les simulations linéaires est que la simulation se fait en supposant qu'il n'y a pas d'instabilité dans le système. Effectivement, la déformée est négligée dans une analyse non-linéaire. De ce fait, il est impossible d'analyser la stabilité de la colonne à l'aide de simulation linéaire. La figure 17 comparant la solution linéaire à la solution non-linéaire du modèle final représente très bien ce phénomène.

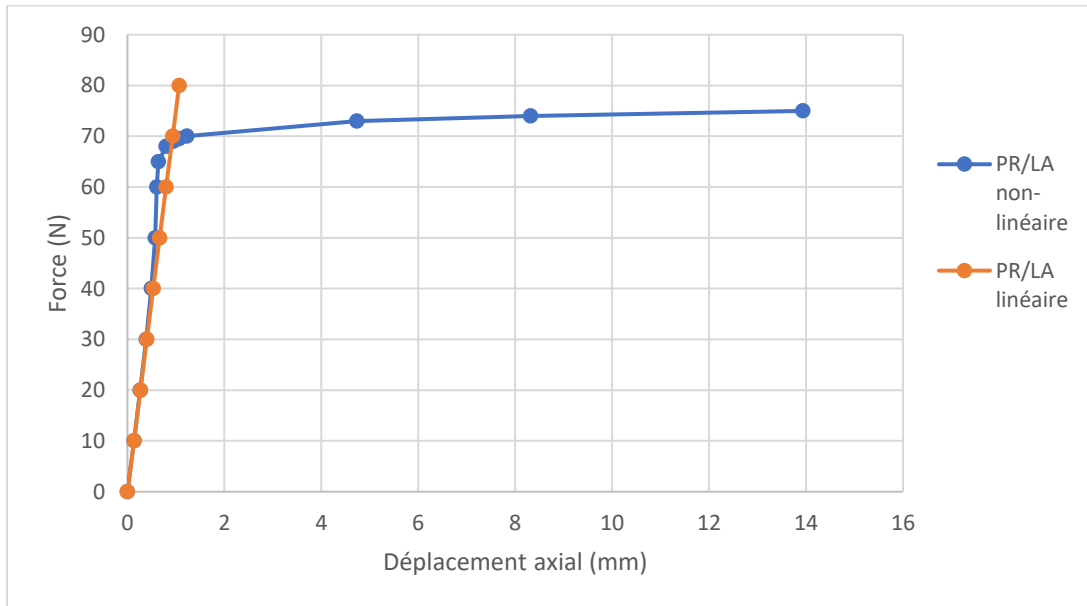


Figure 17: Comparaison entre la solution linéaire et non linéaire

Il est possible de remarquer que la solution linéaire et la solution non-linéaire sont similaires jusqu'à ce qu'il y ait une instabilité dans le système causant de l'hypermobilité. Toutefois, la solution linéaire ne prend pas en compte la réponse après la flambement.

8.4 Limite de la solution finale

Les éléments de poutre utilisés dans la solution permettent de faire des analyses non-linéaires, cependant il est important de relever le fait qu'elles ne supportent que les analyses non-linéaires

élastique parfaitement plastique. En d'autres mots, si la déformation plastique dans un domaine dans lequel la contrainte est variable, la simulation perd son sens physique.

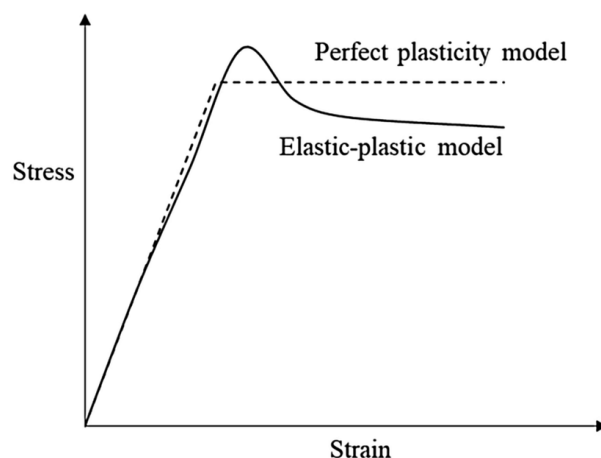


Figure 18: Courbe Contrainte-Déformation d'un modèle élastique parfaitement plastique

De plus, il est important de noter que la colonne ligamentaire passive seul est en mesure de soutenir seulement une portion de la charge compressive que le corps subit sur une base quotidienne avant de démontrer une hypermobilité. Effectivement, la solution finale démontre une hypermobilité à une charge compressive d'environ 70N. Toutefois, la région thoracique du corps humain pèse en moyenne 40kg ce qui représente une charge compressive de près de 400N. De ce fait, il existe d'autres mécanismes permettant d'assurer la stabilité qui ne sont pas présents dans le modèle de la solution finale, tels que la rotation pelvienne et l'activation musculaire qui n'ont pas été mis à l'étude dans ce rapport.

9. Discussion sur la méthodologie

Tout au long du projet, certaines décisions ont été prises qui ont grandement affecté le déroulement global du projet. Effectivement, initialement, quelques erreurs dans le choix du type de solution ont causé beaucoup de retard dans l'échéancier. Effectivement, les analyses non-linéaires demande une compréhension générale du comportement structurel, car certains éléments et/ou type de solutions pourraient ne pas être adéquat pour la simulation désirée. En effet, durant le projet, un des obstacles majeurs était que les simulations donnaient une capacité de chargement fortement supérieur à la valeur attendue. Cela était dû à un manque de connaissance des types de simulation non-linéaire, car simulation était faite sur des petits déplacements et un manque de connaissance des éléments de maillage. Ce problème a occasionné un retard majeur par rapport à l'échéancier qui était prévu. De plus, la réticence d'aller chercher l'aide nécessaire pour avancer dans le projet lors d'embuche majeur est

également un facteur important de la différence dans l'échéancier initiale. Effectivement, initialement, il était prévu de faire des analyses sur la rotation du pelvis. Toutefois, à cause des raisons énumérées ci-dessus, des changements dans l'ampleur du projet ont dû être faits.

10. Conclusion

Pour conclure, le but de l'étude couverte par le présent rapport était de concevoir un modèle par élément fini permettant de simuler une colonne vertébrale soumise à des forces de compression. Pour ce faire, les besoins du client ont été analysés et un cahier de charge a été monté.

Cette étude a démontré que le cas de chargement avait un impact majeur sur la stabilité de la colonne vertébrale. Effectivement, la colonne soumise à une charge ponctuelle avait une capacité de 30N avant de tomber dans le domaine de l'hypermobilité. Le modèle ayant une charge distribuée possédait une capacité de 50N et le modèle avec une charge physiologique gravitationnelle possédait une capacité de 75N et avait un comportement complètement différent.

Avec les observations obtenues, il est possible de remarquer que la colonne ligamentaire passive seul n'est pas en mesure de soutenir la charge physiologique gravitationnelle. De ce fait, il semble pertinent de faire des analyses subséquentes sur les mécanismes permettant de stabiliser la colonne vertébrale sous la charge physiologique gravitationnelle.

Bibliographie

- Batchu, S. (2014, Novembre 8). *BEAM and BAR Elements*. Récupéré sur Stress Ebook LLC: <https://www.stressebook.com/beam-and-bar-elements/>
- Cholewicki J., J. K. (1999). Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *J Biomech*, pp. 17-28.
- Cholewicki, J. (1996, Jan). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implication for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech (Bristol,Avon)*, pp. 1-15.
- FEM3D. (s.d.). *Files Describing a 3D Finite Element Model*. Récupéré sur FEM3D: <https://people.sc.fsu.edu/~jburkardt/data/fem3d/fem3d.html>
- Gardner-Morse M., S. I. (1995). Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *Journal Orthopaedic Research*, pp. 31-802.
- Gracovetsky S., K. M. (1989). The importance of pelvic tilt in reducing compressive stress in the spine during flexion-extension exercices. *Spine*, pp. 14-412.
- Heler, P. (2016, Janvier 18). *Your Posture and the Shape of your Spine*. Récupéré sur Buxton Osteopathic Practice: <https://buxtonosteopathy.co.uk/back-pain-symptoms/posture/>

iStock. (2020, Avril 13). *Illustration humaine de vecteur d'anatomie de colonne vertébrale - Illustration libre de droits*. Récupéré sur iStock: <https://www.istockphoto.com/fr/vectoriel/illustration-humaine-de-vecteur-danatomie-de-colonne-vert%C3%A9brale-gm1218464213-356050591>

J., C. (1993). *Mechanical stability of the in vivo lumbar spine, Thesis*. Waterloo: University of Waterloo.

Kiefer A., S.-A. A. (1997, Avril 24). Stability of the human spine in neutral postures. *Eur Spine J*, pp. 45-53.

Shirazi-Adl A., P. M. (2000, Juillet 13). Load-bearing and stress analysis of the human spine under a novel wrapping compression loading. *Clinical Biomechanics*, pp. 718-725.

TRX. (2022, Février 7). *Preventing low back pain*. Récupéré sur TRX: <https://www.trxtraining.com/blogs/news/preventing-low-back-pain>

11. Annexes

Tableau 5: Valeur de la force et de la position de l'excentricité des tronçons de torse (Kiefer et al., 1997)

Vertèbre	Charge axial (N)	Excentricité (mm)
T1	8.80	8.66
T2	9.52	13.35
T3	10.16	17.45
T4	10.92	20.97
T5	11.56	23.91
T6	12.32	26.26
T7	12.96	28.04
T8	13.72	29.23
T9	14.48	29.84
T10	15.12	29.87
T11	15.84	29.32
T12	16.52	28.18
L1	17.24	26.46
L2	17.88	24.16
L3	18.64	21.27
L4	19.28	17.81
L5	20.08	13.76

Tableau 6: Propriétés mécaniques des disques vertébraux (Kiefer et al., 1997)

Disques	Module de Young (MPa)	Module de cisaillement (MPa)
Lombaire	7	3
Thoracique	35	15