



Elaboration et validation d'une méthode de conception d'orthèses avec mécanisme : corset de traitement de la camptocormie

Ricardo Duarte

► To cite this version:

Ricardo Duarte. Elaboration et validation d'une méthode de conception d'orthèses avec mécanisme : corset de traitement de la camptocormie. Autre [cond-mat.other]. Université de Bordeaux, 2017. Français. NNT : 2017BORD0842 . tel-01716350

HAL Id: tel-01716350

<https://theses.hal.science/tel-01716350>

Submitted on 23 Feb 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE PRÉSENTÉE
POUR OBTENIR LE GRADE DE
DOCTEUR DE
L'UNIVERSITÉ DE BORDEAUX

ÉCOLE DOCTORALE DES SCIENCES PHYSIQUES ET DE L'INGÉNIEUR
SPECIALITÉ : MÉCANIQUE ET INGÉNIERIE

Par Ricardo DUARTE

**ÉLABORATION ET VALIDATION D'UNE MÉTHODE DE
CONCEPTION D'ORTHÈSES AVEC MÉCANISME**

Corset de traitement de la camptocormie

Directeur de thèse : Michel MESNARD
Responsable industriel : Philippe WENTZY

Soutenue le 12 Décembre 2017

Membres du jury :

Mme CHEZE, Laurence	Professeur	Université de Lyon, Fr.	Rapporteur
M. MEJIA-GUTIERREZ, Ricardo	Professeur	Universidad EAFIT, Medellin, Colombia	Rapporteur
M. DE SEZE, Mathieu	MCU-PH-HDR	Université de Bordeaux, Fr.	Co-directeur
M. MESNARD, Michel	PRAG-HDR	Université de Bordeaux, Fr.	Directeur
M. NADEAU, Jean-Pierre	Professeur	Arts et Métiers ParisTech, Fr.	Président
M. VASLIN, Philippe	MCU	Université Clermont Auvergne, Fr.	Examineur
M. RAMOS, António	MCU	Universidade de Aveiro, Portugal	Invité
M. WENTZY, Philippe	Directeur	Société Lagarrigue Aquitaine, Fr.	Invité

Remerciements

Je remercie Monsieur Michel Mesnard pour avoir dirigé cette thèse et pour sa disponibilité, ses conseils et ses astuces au cours de ces trois ans de travail conjoint qui ont permis de conduire cette thèse à bon port.

Je remercie également Monsieur Mathieu de Sèze pour le partage de ses connaissances médicales sur la camptocormie ; elles ont été extrêmement précieuses pour la réussite de ce travail.

Je tiens à remercier Monsieur Philippe Wentzy, Directeur de la Société Lagarrigue S.A. Pessac pour m'avoir permis de réaliser cette thèse au sein de l'entreprise et pour la confiance qu'il m'a accordée pour mener à bien ce projet.

Je voudrais remercier également Monsieur Jean-Pierre Nadeau pour sa disponibilité, son soutien, ses conseils et sa patience qui ont été fondamentaux dans cette thèse.

Je remercie l'ensemble des membres du jury, en particulier mes rapporteurs, Madame Laurence Chèze et Monsieur Ricardo Méjia-Gutierrez, pour avoir accepté de juger ce travail.

Je remercie Jean-Pierre Larrivière pour son aide sur la modélisation et la matérialisation des concepts proposés et essentiellement pour sa disponibilité, sa gentillesse et bonne humeur.

Je voudrais aussi remercier à tous et toutes les membres du laboratoire I2M-IMC pour leur accueil, leur amabilité, les échanges et les encouragements, spécialement de Yan Ledoux, Alex Ballu, Denis Teissandier, Vicent Delos et Doriane Gouyou. Merci beaucoup aussi à Béatrice Desoudin pour sa sympathie, son soutien, sa disponibilité et ses encouragements pendant ces trois ans.

Je voudrais remercier également aux stagiaires Frédéric de Miollis et Benjamin Croquelois qui ont réalisé ses stages au sein du laboratoire I2M-IMC.

Je tiens aussi à remercier tous les collaborateurs de l'entreprise Lagarrigue S.A., Pessac pour leur accueil, notamment Coralie Vignoles pour sa patience au cours des premiers mois au sein de l'entreprise, Rémy Diakité pour sa passion, son dévouement, son écoute, ses conseils, son amabilité et ses encouragements, David Lopez pour sa patience et sa compréhension, son aide technique et ses connaissances inestimables pour la réussite de ce travail.

Je voudrais aussi remercier à tous le personnel de la Plateforme d'Analyse du Mouvement de l'Université de Bordeaux, notamment Emilie Doat pour son aide et sa disponibilité ainsi que Etienne Guillaud pour sa disponibilité, sa patience et ses explications très riches au niveau de l'analyse du mouvement.

Gostaria agora de agradecer na minha língua materna à minha família, pai, mãe e irmã, que apesar da distância sempre esteve próxima do meu coração e sempre me apoiou ao longo destes anos fora de Portugal.

Muito obrigado aos meus companheiros de doutoramento Santiago Arroyave, David Rios-Zapata, Xingyu Yan, Ulises Valverde, Lina Agudelo, Leonardo Regufe-Fernandes, Rachel Arduin e Jorge Martinez que foram e são a minha família Bordelaise ao longo destes anos de trabalho com o seu companheirismo, amizade e partilha.

Um muito obrigado a Nina Borges pelo seu apoio nos momentos mais complicados e por toda a amizade, confiança e positivismo que sempre me transmitiu.

Gostaria de agradecer à minha companheira de uma vida e para a vida, Ana Marques por todo o seu apoio, compreensão, dedicação, força, coragem e amor partilhado ao longo destes anos e que sem ela todo este percurso teria sido muito mais complicado. Esta vitória é tanto minha como tua, muito obrigado.

Como não poderia deixar de ser, gostaria de agradecer às minhas meninas, Marley e Suki por a cada dia me lembrarem da simplicidade da vida e como é fácil ser feliz.

O meu muito obrigado a todos!

Sommaire

Liste des figures.....	xi
Liste des tableaux.....	xv
Liste des abréviations	xvii
Glossaire	xix
Présentation de la thèse	1
Chapitre I	3
1 Approche générale du corps humain	5
1.1 Anatomie et biomécanique du corps humain	5
1.2 De la prescription médicale à l'approche de conception	6
2 Eléments d'anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc.....	7
2.1 Fonctions	7
2.2 Mouvements	7
2.3 Muscles.....	8
2.3.1 Types de muscles.....	8
2.3.2 Muscles squelettiques érecteurs.....	9
2.4 Alignement postural naturel	11
2.5 Pathologies et postures dorsales	11
3 Camptocormie : une pathologie à conséquence posturale	12
3.1 Description de la camptocormie	12
3.2 Impacts de la camptocormie	13
3.3 Etiologies et traitements	14
3.4 Traitements préconisés par appareillage	14
3.5 Evaluation biomécanique actuelle de la camptocormie	15
4 Techniques de caractérisation de patients camptocormiques	16
4.1 Outils de caractérisation biomécanique.....	16
4.1.1 Analyse cinématique du mouvement.....	16
4.1.2 Analyse de l'activité musculaire	18
4.1.3 Analyse morphologique et de la géométrie.....	20
4.2 Variabilité au sein d'une population camptocormique.....	21
Conclusions du chapitre.....	22
Chapitre II	23
1 Dispositifs médicaux	25
2 Prothèses et orthèses, similitudes et différences	25

2.1	Prothèse intervertébrale et orthèse du tronc.....	26
2.1.1	Fonction principale des prothèses versus des orthèses.....	26
2.1.2	Implantation des prothèses versus mise en place des orthèses.....	26
2.1.3	Déplacements relatifs au sein de l'unité fonctionnelle (prothèse versus orthèse)	27
2.2	Prothèse du genou et orthèse du genou.....	28
2.2.1	Fonction principale des prothèses versus des orthèses.....	28
2.2.2	Implantation des prothèses versus mise en place des orthèses.....	28
2.2.3	Déplacements relatifs au sein de l'unité fonctionnelle (prothèse versus orthèse)	28
3	Orthèse : définition médicale et définition mécanicienne	29
3.1	Définitions du terme « orthèse » : analyse critique.....	30
3.2	Exosquelette.....	30
4	Typologie des orthèses	31
5	Éléments constitutifs de l'orthèse.....	33
5.1	Notions de la théorie des mécanismes	33
5.1.1	Pièces et liaisons, chaîne cinématique	33
5.1.2	Mobilité utile et mobilité interne	35
5.1.3	Détermination du degré d'hyperstatisme d'une chaîne cinématique	35
5.2	Définition des termes liés aux orthèses	35
6	Utilisation d'une orthèse	38
6.1	Situations de vie d'une orthèse lors de son utilisation	39
6.1.1	Situations de vie des orthèses sans mécanisme	39
6.1.2	Situations de vie des orthèses avec mécanisme d'accompagnement	40
6.1.3	Situations de vie des orthèses avec mécanisme de positionnement.....	40
6.2	Orthèses avec mécanisme de positionnement	41
6.2.1	Etat initial.....	42
6.2.2	Situation de vie « connexion »	42
6.2.3	Situation de vie « réglage palliatif »	44
6.2.4	Situation de vie « usage palliatif ».....	45
6.2.5	Situation de vie « libération palliative ».....	45
6.2.6	Situation de vie de déconnexion	46
7	Corset DTPA – Orthèse spécifique de positionnement	47
7.1	Description du corset DTPA.....	47
7.2	Situations de vie et moments significatifs du corset DTPA	47
7.2.1	Situation de vie « connexion »	48
7.2.2	Situation de vie « réglage palliatif »	49
7.2.3	Situation de vie « usage palliatif ».....	49

7.2.4	Situation de vie « libération palliative »	50
7.2.5	Situation de vie « déconnexion »	50
Conclusions du chapitre.....		52
Chapitre III		55
1	Elaboration d'un protocole de caractérisation biomécanique du patient camptocormique	57
2	Définition de l'échantillon	57
3	Protocole	58
3.1	Préparation cinématique du patient	59
3.2	Préparation électromyographique du patient	60
3.3	Traitement des données	60
4	Analyse des modifications posturales statiques.....	61
4.1	Description des tests d'évolution posturale en statique	61
4.2	Résultats de l'analyse cinématique en positions statiques.....	61
4.2.1	Résultats de l'analyse cinématique du tronc en positions statiques	62
4.2.2	Résultats de l'analyse du comportement de redressement du tronc.....	63
4.2.3	Résultats de l'analyse de la cinématique des genoux en positions statiques.....	64
4.2.4	Résultats de l'analyse stabilométrique en positions statiques	64
4.3	Discussion des résultats de l'analyse cinématique en positions statiques	65
5	Analyse des modifications posturales induites par la marche	66
5.1	Description des tests d'évolution posturale lors de la marche	66
5.2	Résultats de l'analyse cinématique lors de la marche	67
5.2.1	Evolution des flèches posturales dans le plan sagittal.....	67
5.2.2	Résultats de l'analyse de la vitesse, de la cadence et de la longueur du pas pendant la marche.....	69
5.3	Discussion des résultats de l'analyse cinématique lors de la marche.....	70
6	Analyse des activités musculaires	70
6.1	Description des tests des activités musculaires	70
6.2	Résultats des tests de l'activité musculaire.....	71
6.2.1	Analyse musculaire en position statique.....	71
6.2.2	Analyse musculaire pendant la marche	73
6.3	Discussion de tests des activités musculaires	74
7	Analyse des tests de force d'effondrement du tronc.....	75
7.1	Description des tests de force d'effondrement du tronc.....	75
7.2	Résultats des tests de force d'effondrement du tronc	76
7.3	Discussion des résultats des tests de force d'effondrement du tronc.....	76
8	Analyse des tests de variations morphologiques du tronc.....	77

8.1	Description des tests de variations morphologiques du tronc	77
8.2	Résultats des analyses morphologiques du tronc.....	78
8.3	Discussion des résultats des analyses morphologiques du tronc	79
Conclusions du chapitre.....		80
Chapitre IV.....		83
1	Conception d'un produit	85
1.1	Vers une définition du terme « conception »	85
1.2	Processus de conception d'un produit.....	86
2	Particularisation de la démarche pour le cas des orthèses.....	88
2.1	Spécificités du produit « orthèse ».....	89
2.2	Acteurs dans la conception d'une orthèse.....	90
2.2.1	Domaine spécifique ou médical : Actions et contraintes médicales.....	90
2.2.2	Domaine industriel : Actions et contraintes industrielles	91
2.2.3	Domaine de l'utilisateur : Actions et contraintes du patient	91
3	Elaboration d'une base de connaissances de mobilités	92
3.1	Besoin et intégration de la base de connaissances des mobilités	92
3.2	Elaboration de la base de connaissances des mobilités.....	92
3.2.1	Hypothèses de l'étude.....	93
3.2.2	Elaboration dans le cas 2D	93
4	Méthode de conception d'orthèses avec mécanisme (OAM).....	100
4.1	Recherche de mécanismes.....	102
4.1.1	Phase 1	102
4.1.2	Phase 2	105
4.1.3	Phase 3	106
4.1.4	Phase 4	107
4.2	Adéquation entre concepts et contraintes de déplacement et entre concepts et contraintes dimensionnelles	109
4.3	Adaptations de confort	111
4.3.1	Orthèse d'accompagnement :.....	112
4.3.2	Orthèse de positionnement :	113
4.4	Méthode de construction d'une base de données de composants.....	117
4.4.1	Analyse du besoin.....	117
4.4.2	Analyse de la concurrence.....	119
4.4.3	Analyse des brevets.....	122
4.5	Définition du blocage	125
4.6	Définition finale de l'OAM.....	129

4.6.1	Définition des supports	130
4.6.2	Définition des pièces	130
4.6.3	Définition des composants d'interaction élémentaires	130
4.6.4	Intégration	130
4.7	Qualification de la conception.....	130
Conclusions du chapitre.....		133
Chapitre V.....		135
1	Définition du Cahier des Charges Fonctionnel	137
2	Application de la méthode de conception d'OAM	138
2.1	Recherche de mécanismes	138
2.1.1	Mécanisme global à une pièce	138
2.1.2	Mécanisme global à deux pièces.....	139
2.1.3	Mécanisme global à trois pièces	143
2.1.4	Résumé : mécanismes obtenus avec une, deux et trois pièces	147
2.2	Adéquation entre concepts et contraintes de déplacement, entre concepts et contraintes dimensionnelles	147
2.3	Adaptations de confort	149
2.4	Définition du blocage	152
2.5	Définition finale de l'OAM.....	154
2.5.1	Définition des supports	154
2.5.2	Définition des pièces	156
2.5.3	Définition des composants d'interaction élémentaires.....	159
2.5.4	Intégration.....	160
2.6	Qualification de la conception.....	161
3	Comparaison entre produits	163
3.1	Evaluation du produit existant à une liaison	163
3.2	Evaluation du produit à trois liaisons de type pivot.....	164
Conclusions du chapitre.....		165
Conclusions et perspectives		167
Contexte		167
Contributions scientifiques		167
	Biomécaniques de la camptocormie	167
	Processus global de conception	168
	Méthode de conception d'OAM.....	168
	Situations de vie et moments significatifs.....	168
	Base de connaissances des mobilités de mécanismes	169

Méthode de construction d'une base de données de composants.....	169
Qualification de la conception	169
Contributions en R&D industrielles	170
Base de données de composants d'interaction	170
Proposition de nouveaux corsets	170
Processus de R&D.....	170
Perspectives	170
Motorisation des liaisons	170
Expansion de la base des connaissances de mobilités	171
Application pour la recherche des mécanismes.....	171
Santé connectée	172
Références bibliographiques.....	173
Annexe I – Protocole des essais expérimentaux.....	185
Annexe II – Fiche d'évaluations morphologiques	189
Annexe III – Evaluation des composants.....	191
Annexe IV – Evaluation des problèmes du DTPA.....	193
Annexe V – Tableau de systèmes de fermeture	195
Annexe V – Arbre d'évolution de brevets	197
Annexe VI – Méthode de conception d'OAM.....	199
Annexe VII – Communications scientifiques	201

Liste des figures

Figure 1 : Plans et repère anatomiques de référence (adapté de www.sci-sport.com).....	5
Figure 2 : Analogie membre inférieur – chaîne cinématique partielle.	6
Figure 3 : Degrés de liberté au sein de l’unité fonctionnelle (adapté de [8]).	8
Figure 4 : Groupes musculaires qui composent les érecteurs spinae.....	9
Figure 5 : Muscles du dos qui recouvrent les erector spinae 10	10
Figure 6 : Courbures du rachis d’une personne saine (adapté de slideplayer.fr).	11
Figure 7 : Postures du dos (adapté de www.bio-top.net).	11
Figure 8 : Posture typique d’un patient camptocormique.....	12
Figure 9 : Déplacements du centre de gravité selon la posture du tronc.....	13
Figure 10 : Posture camptocormique – mesure de C7-SAR 16	16
Figure 11 : Etapes de mise en œuvre d’un dispositif d’analyse vidéo 3D.....	17
Figure 12 : Etapes de mise en œuvre d’un dispositif d’analyse électromyographique.	19
Figure 13 : Processus de traitement des données brutes des électrodes EMG (adapté de [1]).	19
Figure 14 : Protocole de prise de mesures avec un scanner 3D.	20
Figure 15 : Une ou plusieurs unités fonctionnelles concernées par le dispositif médical 27	27
Figure 16 : Une unité fonctionnelle pour chaque dispositif médical 29	29
Figure 17 : Exemples d'exosquelettes.....	31
Figure 18 : Typologie des orthèses (A : orthèse du genou ; B : orthèse d’avant-bras ; 32	32
Figure 19 : Graphes de liaisons des deux types de chaînes cinématiques.....	34
Figure 20 : Orthèse du genou avec mécanisme d’accompagnement.....	36
Figure 21 : Vision mécanicienne des composants d’une orthèse du genou.....	37
Figure 22 : Distinction entre orthèse, mécanisme global et mécanisme.....	37
Figure 23 : Décomposition de l’utilisation d’un dispositif.....	38
Figure 24 : Division de l’utilisation d’une orthèse en situations de vie.	39
Figure 25 : Situations de vie d’une orthèse sans mécanisme.	40
Figure 26 : Situations de vie d’une orthèse avec mécanisme d’accompagnement.....	40
Figure 27 : Situations de vie d’une orthèse avec mécanisme de positionnement.	40
Figure 28 : Analogie du corps avec un mécanisme au sens de la théorie des mécanismes.	41
Figure 29 : Parties du squelette concernées pour deux types d’orthèses du genou.....	42
Figure 30 : Etat initial – corps et orthèse séparées.....	42
Figure 31 : Situation de départ de la connexion.	43
Figure 32 : Situation de vie de connexion (A : m. sig.1 ; B : m. sig. 2 ; 44	44
Figure 33 : Situation de vie de réglage palliatif (A : m. sig. 1 ; B : m. sig. 2).....	44
Figure 34 : Situation de vie usage palliatif.	45
Figure 35 : Situation de vie de libération palliative.....	46
Figure 36 : Situation de vie de déconnexion (A : m. sig. 1 ; B : m. sig. 2).....	46
Figure 37 : Composants du corset DTPA.	47
Figure 38 : Situation de vie de connexion dans le corset DTPA (A : m. sig. 1 ; 48	48
Figure 39 : Situation de vie de réglage (A : m. sig. 1 ; B : m. sig. 2).....	49
Figure 40 : Situation de vie d’usage palliatif.	50
Figure 41 : Situation de vie de la libération – un moment significatif.	50
Figure 42 : Situations de vie de déconnexion – deux moments significatifs.	51

Figure 43 : Protocole expérimental d'évaluation de la performance du corset DTPA.	58
Figure 44 : Mise en place des marqueurs réfléchissants.	59
Figure 45 : Positionnement des électrodes (adapté de www.123rf.com).	60
Figure 46 : Différentes positions pendant les tests statiques.	61
Figure 47 : Définition de la mesure de la Patella - SAR.	62
Figure 48 : Exemples génériques de types de flexion du tronc chez patients camptocormiques.	63
Figure 49 : Configuration du parcours de marche.	67
Figure 50 : Evolution des flèches posturales lors de la marche sans et avec corset.	67
Figure 51 : Signal EMG typique (A : patient camptocormique, B : sujet sains, adapté de [72]).	71
Figure 52 : Activité musculaire normalisée du dos en différents positions avec et sans corset (côté gauche-G et côté droite-D).	72
Figure 53 : Normalisation de l'activité musculaire au long des erector spinae en différents moments de la marche sans et avec le corset (côté gauche-G et côté droite-D.	73
Figure 54 : Signal EMG typique d'un sujet sain (adapté de [73]).	74
Figure 55 : Appareillage pour évaluer la force de chute du tronc.	76
Figure 56 : Régions du tronc.	77
Figure 57 : Mesures morphologiques.	78
Figure 58 : Principaux processus de conception (adapté de [126]–[128], [130]).	86
Figure 59 : Processus classique de conception (adapté de [127]).	87
Figure 60 : Démarche de conception proposée par Pahl and Beitz (adapté de [127]).	88
Figure 61 : Démarche de conception proposée pour les orthèses.	89
Figure 62 : Acteurs dans le processus de conception d'une orthèse.	90
Figure 63 : Exemples d'orthèses autorisant un mouvement plan.	93
Figure 64 : Chaîne cinématique considérée dans la base de connaissances des mobilités.	94
Figure 65 : Dépendance des déplacements selon les degrés de liberté existants.	94
Figure 66 : Chaîne cinématique considérée pour les colonnes (G), (H), (I), (J) et (K) dans la base de connaissances des mobilités.	95
Figure 67 : Synoptique de la méthode de conception des orthèses avec mécanisme.	101
Figure 68 : Concepts symétriques.	102
Figure 69 : Phase 1 de la méthode de conception d'OAM – recherche des mécanismes.	103
Figure 70 : Orthèses du genou et schémas cinématiques correspondants. A : mécanisme global à une pièce ; B : mécanisme global à deux pièces ; C : mécanisme global à trois pièces.	104
Figure 71 : Phase 2 de la méthode de conception d'OAM – recherche des mécanismes.	105
Figure 72 : Dépendance du déplacement par rapport au degré de liberté en rotation.	106
Figure 73 : Phase 3 de la méthode de conception d'OAM – recherche des mécanismes.	107
Figure 74 : Orthèse du genou à deux degrés de liberté supplémentaires.	107
Figure 75 : Phase 4 de la méthode de conception d'OAM – recherche des mécanismes.	108
Figure 76 : Mouvements du genou dans le plan sagittal.	109
Figure 77 : Orthèse du genou à mécanisme global à deux pièces et degrés de liberté redondants. .	109
Figure 78 : Phase 5 de la méthode – adéquation entre concepts et contraintes.	110
Figure 79 : Exemple des contraintes de pré-dimensionnement.	110
Figure 80 : Phase 6 de la méthode – adaptations pour l'évolution du confort.	111
Figure 81 : Phase 6 de la méthode de conception d'OAM – adaptation pour l'évolution du confort ; branche orthèse d'accompagnement du mouvement.	113
Figure 82 : Passage de la situation de vie « réglage palliatif » à « l'usage palliatif ».	113
Figure 83 : Phase 6 de la méthode de conception d'OAM – adaptation pour l'évolution du confort ; branche orthèse de positionnement.	115
Figure 84 : Evolutions du mécanisme par modifications du degré de liberté dans l'interface.	116

Figure 85 : Evolution des CII vers des liaisons déformables.....	116
Figure 86 : Méthode de construction d'une base de connaissances de composants.	117
Figure 87 : Cercle sémantique pour la fonction fermer.....	118
Figure 88 : Plan d'analyse perceptuelle des composants qui permettent de résoudre la fonction. ...	121
Figure 89 : Types de solutions résultant du plan d'analyse perceptuelle.....	121
Figure 90 : Arbre d'évolution chronologique des brevets des fermetures à boucles (annexe V).	123
Figure 91 : Dernière évolution des boucles.	124
Figure 92 : Evaluation de différentes boucles aimantées.	124
Figure 93 : Exemples de représentation de liaisons pivot à bloquer.	125
Figure 94 : Exemple de blocage par adhérence	126
Figure 95 : Exemple de blocage par arc-boutement.....	127
Figure 96 : Exemples de blocage par obstacle	127
Figure 97 : Exemple de systèmes bistables.....	128
Figure 98 : Classification des principes de blocage d'un mécanisme.....	128
Figure 99 : Phase 7 de la méthode de conception d'OAM – définition du blocage.....	129
Figure 100 : Types de blocage dans une orthèse du genou à trois pièces.....	129
Figure 101 : Phase 8 de la méthode de conception d'OAM.....	130
Figure 102 : Phase 9 de la méthode de conception d'OAM.....	131
Figure 103 : Méthode de conception d'OAM (voir annexe VI).	132
Figure 104 : Distance entre les deux références anatomiques en deux positions différentes.....	137
Figure 105 : Contraintes dimensionnelles et contraintes de déplacement selon les concepts.....	148
Figure 106 : Branche pour le développement d'OAM pour le traitement de la camptocormie.	149
Figure 107 : Exemple d'une modification du degré de liberté à l'interface du concept 1.....	150
Figure 108 : Concepts issus de la phase 6.	151
Figure 109 : Composants d'interaction d'interface.	151
Figure 110 : Liaisons à bloquer dans chaque concept.	152
Figure 111 : Mécanisme et mode de blocage par arc-boutement.	153
Figure 112 : Mécanisme et mode de blocage avec roue à cliquet.....	153
Figure 113 : Mécanisme et mode de blocage par obstacle.	154
Figure 114 : Définition du support initial (A : prototype numérique ; B : prototype physique).	155
Figure 115 : Définition du support final	155
Figure 116 : Définition des pièces de l'OAM	156
Figure 117 : Dimensions des sections de chaque concept.....	158
Figure 118 : Définition de deux OAM selon les deux concepts de mécanismes.....	160
Figure 119 : Extrait du questionnaire de qualification de la conception (voir annexe III).	161
Figure 120 : Evaluation des composants du support initial (échantillon sept patients).....	162
Figure 121 : Patient camptocormique avec un des concepts issu de la méthode.....	162
Figure 122 : Comparaison entre la version ancienne du corset DTPA et le corset proposé.....	163
Figure 123 : Exemple de l'interface du logiciel à développer	171

Liste des tableaux

Tableau 1 : Analogie corps humain – dispositif mécanique.....	6
Tableau 2 : Dimensions des muscles erector spinae (adapté de [10]).	9
Tableau 3 : Différents types de corsets posturaux.	15
Tableau 4 : Synthèse comparative entre les prothèses et les orthèses.	28
Tableau 5 : Synthèse comparative entre prothèses et orthèses.	29
Tableau 6 : Synthèse comparative des orthèses.....	32
Tableau 7 : Synthèse comparative des orthèses.....	38
Tableau 8 : Flèche sagittale (« sagittal arrow » - SAR) à différents niveaux vertébraux (<i>mm</i>).....	62
Tableau 9 : Evaluation des patients pivotants et déroulants (rapport des flèches successives).....	63
Tableau 10 : Flèche patella-SAR (<i>mm</i>).	64
Tableau 11 : Rapport stabilométrique entre la position spontanée et redressée sans corset.....	65
Tableau 12 : Rapport stabilométrique entre la position spontanée et redressée avec corset.	65
Tableau 13 : Evolution des flèches posturales pendant la marche (<i>mm</i>).	68
Tableau 14 : Vitesse, cadence et longueur de pas pendant la marche chez patients camptocormiques sans et avec corset.	69
Tableau 15 : Rapport de l'activité musculaire du dos en trois situations différentes.	72
Tableau 16 : Rapport entre les activités musculaires normalisées au long des érecteurs spinae.	74
Tableau 17 : Force de chute du tronc.	76
Tableau 18 : Variations morphologiques entre la position spontanée et la position redressée.....	78
Tableau 19 : Extrait de la base de connaissance des mobilités.	96
Tableau 20 : Extrait de structure de base de données de composants de fermeture.	120
Tableau 21 : CdCF partiel pour le mécanisme et les supports de l'OAM.....	137
Tableau 22 : Concepts issus de la phase 1 – mécanisme à une pièce.	138
Tableau 23 : Concepts issus de la phase 2 – mécanisme global à une pièce.....	139
Tableau 24 : Concepts issus de la phase 1 – mécanisme global à deux pièces.	140
Tableau 25 : Concepts issus de la phase 1 – mécanisme à deux pièces.	141
Tableau 26 : Concepts issus de la phase 2 – mécanisme global à deux pièces.	142
Tableau 27 : Concepts issus de la phase 3 – mécanisme global à deux pièces.	142
Tableau 28 : Concepts issus de la phase 3 – mécanisme global à deux pièces.	143
Tableau 29 : Concepts issus de la phase 3 – mécanisme global à deux pièces.	143
Tableau 30 : Concepts issus de la phase 2 – mécanisme global à trois pièces.	145
Tableau 31 : Concepts issus de la phase 2 – mécanisme global à trois pièces.	146
Tableau 32 : Concepts issus de la phase 2 – mécanisme global à trois pièces.	146
Tableau 33 : Résumé des mécanismes issus des phases de recherche de mécanismes.	147
Tableau 34 : Extrait de la base de données des matériaux pour les liaisons déformables.	150
Tableau 35 : Extrait de la base de données des systèmes de blocage de liaisons.....	152
Tableau 36 : Moments quadratiques en flexion selon la géométrie de la section (adapté de [97])..	157
Tableau 37 : Longueur de flambement selon les liaisons aux extrémités (adapté de [97]).	158
Tableau 38 : Extrait de la base de données des composants d'interaction élémentaires.	159

Liste des abréviations

CAO	Conception Assistée par Ordinateur
CdC	Cahier des Charges
CFAO	Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur
CII	Composant d'interaction d'interface
DDL	Degré de Liberté
DTPA	Distraction Thoraco-Pelvienne Antérieur
EMG	Electromyographie
ES	Erecteur Spinae
h	Degré d'hyperstatisme
IMC	Index de Masse Corporelle
M	Mécanisme
m	Mobilité totale
mi	Mobilité Interne
MS	Moments Significatifs
mu	Mobilité Utile
PSC	Partie du Squelette Concerné
NR	Nombre de Rotations
Ns	Inconnues de la statique
OAM	Orthèse Avec Mécanisme
OSM	Orthèse Sans Mécanisme
P	Pièces
RF	Référence Finale
RI	Référence Initiale
SAR	<i>Sagittal Arrow</i>
SdV	Situations de Vie
sEMG	Electromyographie de surface
SF	Support Final
SI	Support Initial
UF	Unité Fonctionnelle

Glossaire

A

Anthropométrie : ensemble de techniques qui permet la mesure des particularités dimensionnelles d'un être humain.

C

Camptocormie : maladie posturale caractérisée par l'antéro-flexion du tronc.

D

Dystonie : maladie neurologique moteur caractérisée par un trouble du tonus musculaire. Elle se manifeste par des contractions musculaires involontaires et prolongées.

Décubitus dorsal : le terme décubitus décrit un corps allongé à l'horizontal, c'est-à-dire, une personne allongée dans une position à plat-dos.

H

Hédonique : qualifie le caractère agréable ou désagréable.

I

Idiopathique : désigne un symptôme ou une maladie présentant une origine inconnue.

M

Myopathie : ensemble des maladies neuromusculaires qui peuvent avoir une origine génétique et qui affectent la production de protéines impliquées dans la formation des muscles.

N

Nosologie : branche de la médecine qui étudie les principes généraux de classification des maladies.

P

Polygone de sustentation : représente la zone au sol, sur laquelle le corps repose en équilibre.

Présentation de la thèse

Le développement de produits est une tâche exigeante qui nécessite une pluridisciplinarité de connaissances et d'intervenants de façon à toujours mieux définir les besoins des utilisateurs. Si l'apport de cette pluridisciplinarité est devenu une évidence en conception mécanique en général, elle demeure perfectible dans la conception d'appareillages orthopédiques.

Les Dispositifs Médicaux (DM), ont pour objectif d'améliorer l'état de santé de l'utilisateur. Les DM font objet d'une classification selon leur fonction et leur invasivité. Cette classification conduit à des contraintes et limitations au niveau du processus de conception et du contrôle du produit final. Dans le cas du développement d'orthèses, le processus de conception reste essentiellement lié à la connaissance empirique des entreprises et n'intègre que partiellement l'analyse des besoins des utilisateurs.

Une autre insuffisance est liée à la difficulté de faire converger l'information des différents acteurs (médecin, industriel-concepteur et patient) lors du déroulement du processus de conception. L'élaboration et la mise en œuvre d'une démarche et de méthodes structurées vont réduire la place de l'empirisme et favoriser le partage de connaissances entre les différents acteurs.

Pour la conception d'un dispositif orthopédique (orthèses), le processus de conception doit intégrer des critères biomécaniques ainsi que des contraintes médicales et techniques liées au domaine industriel. Ces critères et ces contraintes seront pris en compte dans le développement d'une méthode de conception d'orthèses mise en œuvre pour la conception d'une orthèse posturale.

Cette thèse CIFRE s'est déroulée dans le cadre d'un partenariat entre l'Institut de Mécanique et d'Ingénierie (Université de Bordeaux – CNRS UMR 5295) et la société Lagarrigue (Pessac).

L'Institut de Mécanique et d'Ingénierie a été créé en 2011 pour regrouper un ensemble de laboratoires de l'Université de Bordeaux. Il comprend six départements qui couvrent l'ensemble des spécialités de la mécanique : acoustique physique (APY), matériaux et structures (DUMAS et MPI), fluides (TREFLE), génie civil et environnemental (GCE) et ingénierie mécanique et conception (IMC), département d'accueil de cette thèse, spécialisé en conception mécanique et conception de méthodes.

La société Lagarrigue a été créée en 1976 et dispose d'environ 30 agences réparties dans toute la France. Elle est spécialisée dans la production d'appareils orthopédiques sur mesure parmi lesquels les genouillères, les orthèses anti-luxation de la hanche, les corsets posturaux, ... Depuis quelques années, la société améliore le corset de Distraction Thoraco-Pelvienn Antérieur (DTPA) développé pour traiter la camptocormie. Cette maladie posturale génère une flexion antérieure du tronc. Le traitement actuel combine kinésithérapie et port d'orthèses et présente de bons résultats.

Par suite, l'objectif principal de cette thèse CIFRE est de développer une méthode de conception générale, applicable à toutes les orthèses avec mécanisme, et qui intègre l'apport de la

pluridisciplinarité et des facteurs intrinsèques aux patients dans le processus de conception. La démarche élaborée est appliquée à l'évolution de la conception du corset DTPA.

Le premier chapitre introduit l'anatomie du tronc et les repères biomécaniques associés. L'approche bibliographique renseigne sur la camptocormie, les traitements associés et un ensemble d'outils utilisés dans le domaine de la biomécanique qui permettent la caractérisation de la pathologie.

Le deuxième chapitre propose une classification des orthèses. Les éléments constitutifs d'une orthèse avec mécanisme sont présentés ; une segmentation du cycle d'utilisation de l'orthèse en situations de vie et moments significatifs est proposée. Cette segmentation est validée pour le corset DTPA.

Le troisième chapitre aborde la caractérisation biomécanique du patient camptocormique. Il présente les résultats expérimentaux des analyses cinématiques du mouvement, des analyses de l'activité musculaire et des analyses morphologiques et de la géométrie du tronc. L'objectif est de comparer les comportements du tronc sans et avec corset. Les données obtenues constituent le point de départ de l'élaboration du cahier des charges fonctionnel pour la conception d'un corset.

Le quatrième chapitre présente une proposition de méthode de conception d'orthèses avec mécanisme. Cette méthode s'appuie sur une base de connaissances des mobilités. Une méthode de construction d'une base de données des composants est développée pour alimenter les étapes de choix technologiques en intégrant les contraintes de l'entreprise.

Le cinquième chapitre présente l'application des méthodes au cas spécifique du développement du corset de traitement de la camptocormie. Deux concepts fonctionnels sont obtenus qui intègrent des choix technologiques pour les composants de l'orthèse.

Chapitre I

Biomécanique et camptocormie



Résumé du chapitre

Ce premier chapitre introduit l'anatomie du tronc et les repères biomécaniques associés. Il propose une analogie entre le corps humain et un mécanisme.

L'identification de la camptocormie est faite à partir des données établies par la communauté médicale. Les traitements préconisés par les médecins sont présentés, notamment ceux qui combinent la kinésithérapie et l'utilisation d'appareillage.

Pour établir ensuite un protocole d'évaluation biomécanique de la camptocormie, ce chapitre décrit un ensemble d'outils de caractérisation.

Cette caractérisation conduit à l'introduction et à la définition de la notion de segments corporels et de références associées.

Organisation du chapitre

Approche générale du corps humain

- Anatomie et biomécanique du corps humain
- De la prescription médicale à l'approche de conception

Éléments d'anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc

- Fonctions
- Mouvements
- Muscles
- Alignement postural naturel
- Pathologies et postures

Camptocormie : une pathologie à conséquence posturale

- Description de la camptocormie
- Impacts de la camptocormie
- Etiologies et traitements
- Traitements préconisés par appareillage
- Evaluation biomécanique actuelle de la camptocormie

Techniques de caractérisation de patients camptocormiques

- Outils de caractérisation biomécanique
- Variabilité au sein d'une population camptocormique

1 Approche générale du corps humain

1.1 Anatomie et biomécanique du corps humain

Le corps humain est un mécanisme complexe composé de plusieurs systèmes comme, par exemple, les systèmes : digestif, respiratoire, cardiovasculaire, musculo-squelettique [1]–[4].

Le système musculo-squelettique ou appareil locomoteur implique l'ensemble des os, des muscles et des ligaments. Il intervient dans le processus de protection des organes et de réalisation des mouvements.

Afin de mieux comprendre et traduire ces mouvements il est nécessaire de définir un repère anatomique (Figure 1) :

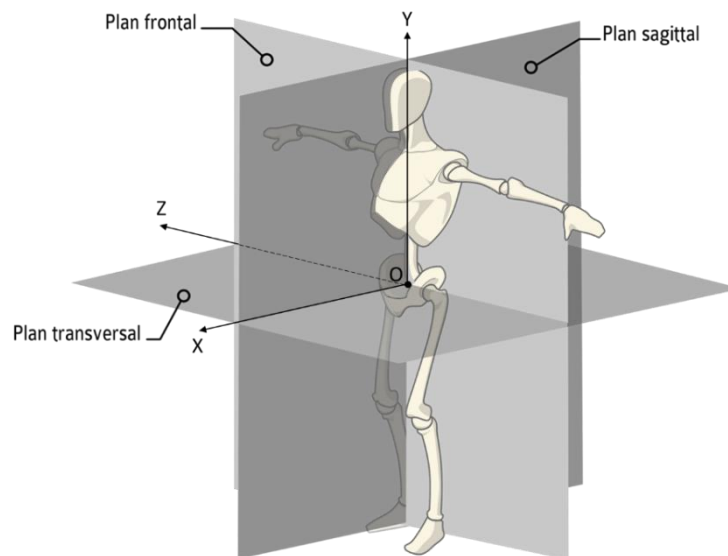


Figure 1 : Plans et repère anatomiques de référence (adapté de www.sci-sport.com).

Trois plans de référence définissent ce repère tridimensionnel [5] :

- **Plan sagittal** : divise le corps en partie droite et gauche,
- **Plan frontal** : divise le corps en deux parties, la partie antérieure ou ventrale et la partie postérieure ou dorsale,
- **Plan transversal ou coronal** : divise le corps en deux parties, la partie supérieure et la partie inférieure.

Les intersections de ces plans définissent trois axes anatomiques et le repère global (O, X, Y, Z) :

- (O, X) l'axe antéro-postérieur est formé par l'intersection du plan sagittal et du plan transversal,
- (O, Y) l'axe longitudinal est formé par l'intersection du plan sagittal et du plan frontal,
- (O, Z) l'axe transversal est formé par l'intersection du plan frontal et du plan transversal.

Chaque composant du corps humain remplit une fonction spécifique qui assure le fonctionnement correct de l'ensemble. Pour cette raison, plusieurs similitudes ressortent de la comparaison des fonctions principales du corps et d'un système mécanique (Tableau 1).

Tableau 1 : Analogie corps humain – dispositif mécanique.

Corps humain	Fonction principale	Système mécanique
Squelette Articulations, ligaments,... Muscles et tendons	Supporter les éléments Permettre les déplacements et transférer les charges	Solides Liaisons mécaniques Actionneurs

La Figure 2 présente l'analogie, entre le système musculo-squelettique et le système mécanique pour le membre inférieur. Nous avons considéré cette approche au cours des sections suivantes (chapitres 2, 4 et 5) et, notamment lors du développement de la méthode de conception, où l'ensemble corps-orthèse est assimilé à un mécanisme composé d'éléments rigides.

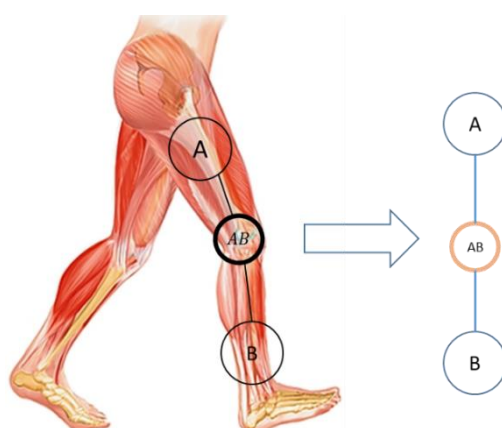


Figure 2 : Analogie membre inférieur – chaîne cinématique partielle.

Les os du membre inférieur, fémur et tibia, ont comme fonction de supporter des éléments du corps, aussi appelés dans cette thèse de références. Dans le mécanisme, cette fonction est réalisée de façon analogue par les solides (A et B de la Figure 2).

L'articulation du genou autorise les déplacements et le transfert des charges existantes tout comme une liaison mécanique. Les muscles, les ligaments et les tendons régulent les actions et les déplacements ce qui dans un mécanisme est réalisé par les limiteurs et les vérins.

Extérieurement l'analogie entre le corps humain et un système mécanique devient importante, notamment dans le cas des dispositifs orthopédiques. Il y a alors, deux moments différents à considérer : avant et après la mise en place de l'orthèse.

Avant la mise en place de l'orthèse, le corps est la référence, c'est-à-dire qu'il fonctionne comme la zone d'ancrage de l'orthèse à laquelle elle doit s'adapter par la géométrie. Après la mise en place l'orthèse doit guider le corps ; elle fonctionne alors comme une référence pour le corps.

Le processus de conception doit prendre en compte ces facteurs dès la prescription médicale.

1.2 De la prescription médicale à l'approche de conception

La prescription médicale spécifie le mode de traitement d'une pathologie. Cette prescription peut envisager l'utilisation de médicaments et/ou de dispositifs médicaux.

Lorsqu'elle s'intéresse au système musculo-squelettique, la prescription vise un retour du segment corporel dans une configuration naturelle saine et conduit alors au choix d'une orthèse.

Les orthèses permettent soit le rétablissement à long terme d'une fonction motrice, soit le soutien d'un membre. Le médecin doit par conséquent prévoir les amplitudes des déplacements possibles et le choix des références (segments du corps en contact direct avec l'orthèse). Deux critères interviennent dans ce choix : les contraintes morphologiques et la correction espérée.

Les contraintes morphologiques sont liées aux références anatomiques retenues et pour cette raison, dès le début du développement de l'orthèse, le concepteur doit prendre en compte leurs variations.

Le médecin doit ensuite décrire le traitement nécessaire de sorte à indiquer au concepteur les mouvements à contrôler par l'orthèse (déplacements relatifs des références).

Dans cette thèse, l'orthèse à développer concerne une pathologie du tronc. Seuls les éléments d'anatomie descriptive et fonctionnelle de ce tronçon corporel sont donc décrits.

2 Éléments d'anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc

Le tronc comporte un ensemble de composants qui représente environ 60% de la masse totale du corps [3], [4]. Cette structure complexe est composée par la partie supérieure du squelette. Le squelette est composée d'os articulés entre eux qui sont mobilisés et par un réseau musculaire (actionneurs) qui lui permet de s'articuler [3], [4], [6].

2.1 Fonctions

Les fonctions de la colonne vertébrale peuvent être divisées en trois catégories principales : fonction statique de soutien, fonction d'amortisseur et fonction dynamique [7].

- **Fonction statique de soutien** : La colonne fonctionne comme une structure d'appui central, de détermination de la posture. Elle permet l'adaptation aux changements de positions des membres et en même temps assure une rigidité de maintien,
- **Fonction d'amortisseur** : Grâce à ses courbures et aux disques intervertébraux, la colonne permet l'absorption des chocs et des pressions générées par la marche ou les tâches quotidiennes,
- **Fonction dynamique** : La colonne traduit la relation entre la force de gravité et le processus de redressement du tronc lors des mouvements du corps.

2.2 Mouvements

Le dos réalise des mouvements selon les différents plans anatomiques. Les acteurs (os, muscles, tendons, ...) et les amplitudes évoluent selon les mouvements. Ainsi il est possible de distinguer quatre mouvements principaux du tronc (Figure 1) :

- **Flexion** : La colonne se plie (s'enroule) vers l'avant, les disques intervertébraux sont alors comprimés dans la zone antérieure, les épineuses s'écartent et les ligaments postérieurs se tendent. La flexion est un mouvement globalement antéro-postérieur qui se réalise dans le plan sagittal (Figure 1).

- **Extension** : La colonne se renverse vers l'arrière, les épineuses se rapprochent les unes des autres ou elles forment alors des butées naturelles. Tout comme la flexion, l'extension est un mouvement antéro-postérieur qui se réalise dans le plan sagittal (Figure 1).
- **Inclinaison latérale** : L'inclinaison latérale est limitée par la résistance des faisceaux musculaires. La colonne fléchit latéralement dans le plan frontal (Figure 1).
- **Rotation** : La colonne tourne selon son axe « vertical », autour d'un axe orthogonal au plan transversal (Figure 1).

La prise en compte des mouvements de la colonne et de leurs amplitudes privilégie essentiellement les mouvements qui résultent des rotations relatives des vertèbres.

Par suite, ces rotations suggèrent l'existence de seulement trois degrés de liberté au sein de chaque unité fonctionnelle (deux vertèbres successives plus le disque intervertébral).

Cependant, en regardant les mouvements relatifs de deux vertèbres consécutives à une échelle locale, il est observable qu'il existe aussi des translations selon les différents axes anatomiques. Ces translations, d'amplitudes très limitées, résultent des déformations des disques intervertébraux.

Ainsi, ce constat montre l'existence de six degrés de liberté même si les translations ont une moindre incidence sur la posture du tronc que les rotations (Figure 3).

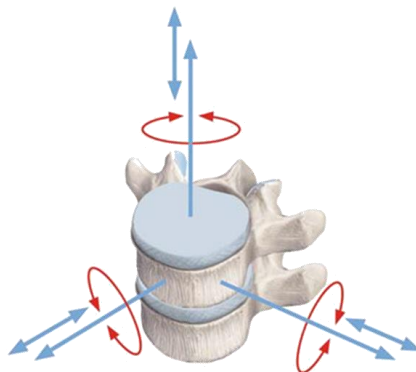


Figure 3 : Degrés de liberté au sein de l'unité fonctionnelle (adapté de [8]).

Les orthèses, dispositifs extérieurs au corps, ne permettent pas une action, uniquement, sur les déplacements de faibles amplitudes à l'intérieur du corps.

Pour cette raison, il est possible d'admettre une simplification au niveau du comportement de la colonne en ne considérant que les degrés de liberté en rotation [9].

2.3 Muscles

Les muscles sont constitués de tissus biologiques. L'ensemble des muscles représente entre 35 et 40% de la masse corporelle [6]. Ils produisent le mouvement, volontaire ou involontaire.

2.3.1 Types de muscles

Selon les fonctions et le système qui les contrôle, il est possible de distinguer trois types de muscles :

- **Muscles squelettiques** : contrôlés par le système nerveux somatique, permettent la liaison entre les os et par conséquent actionnent les segments corporels,
- **Muscles lisses** : contrôlés par le système nerveux autonome, sont présents dans plusieurs organes et des viscères contractiles,

- **Muscle cardiaque** : cas particulier, muni de son propre système nerveux de contractions, sensible aux stimulations hormonales (exemple : adrénaline).

Parmi ces trois types de muscles, seuls les squelettiques sont en « interaction directe » avec les orthèses. Pour cette raison, il est important d'évaluer quels sont les muscles qui vont avoir une fonction de soutien, notamment du tronc, similaire à la fonction d'une orthèse.

Au niveau de la posture de la colonne, les *muscles érecteurs spinae* sont ceux qui ont la contribution la plus importante.

2.3.2 Muscles squelettiques érecteurs

Les muscles squelettiques érecteurs interviennent au niveau de la motricité, essentiellement lors de la marche. Les érecteurs du dos, notamment les érecteurs spinae font partie des muscles profonds et s'étalent du bassin jusqu'au crâne.

Ces érecteurs sont composés par trois sous-groupes de muscles situés le long de la colonne vertébrale : les muscles iliocostalis, les muscles longissimus et les muscles épineux (Figure 4) [10]–[12].

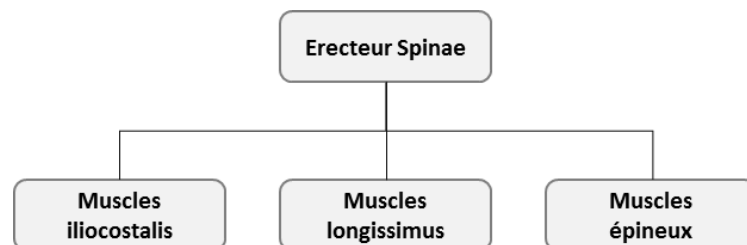


Figure 4 : Groupes musculaires qui composent les érecteurs spinae.

Bien que les dimensions des muscles dépendent toujours du sujet, il existe des valeurs statistiques (anthropométrie) relevées dans la littérature qui permettent de faire un rapport entre les groupes musculaires qui composent les érecteurs spinae (Tableau 2) [10].

Tableau 2 : Dimensions des muscles erector spinae (adapté de [10]).

Muscles	Longueur du muscle-tendon (cm)	Longueur du muscle (cm)	Longueur du fascicule (cm)	Masse de la fibre musculaire (g)
<i>Iliocostalis</i>	42.8±4.3	33.1±9.0	12.0±1.7	60.9±29.9
<i>Longissimus</i>	43.6±5.5	34.7±4.8	9.6±1.2	73.4±31.0
<i>Epineux</i>	24.7±1.5	18.2±3.2	5.2±0.4	10.2±6.0

Les *iliocostalis* sont les muscles du groupe des *erector spinae* les plus éloignés de la colonne vertébrale (Figure 5). Ils sont responsables de l'extension et de la flexion latérales de la colonne vertébrale. Ils s'insèrent d'une part dans le *fascia lombosacré* et d'autre part sur le processus transversal cervical.

Les *longissimus* sont les plus longs des érecteurs du tronc. La fonction de ce groupe est d'assurer l'extension de la colonne au niveau thoracique, lombaire et cervical mais également lors la flexion latérale, la rotation de la colonne au niveau cervical.

Ces muscles comportent trois sous-faisceaux différents : les muscles *capitis*, les *cervicis* et les *thoracis*.

- La fonction des muscles *capitis* est de maintenir la tête en position droite et permettre sa rotation. Ses points d'origine sont les processus transverses des vertèbres thoraciques T1 à T5

et les processus articulaires des vertèbres cervicales C3 à C7. Leur insertion est le bord postérieur du processus mastoïde.

- La fonction des muscles *cervicis* est d'assurer la flexion du cou. Leurs points d'origine est le processus transverse des vertèbres thoraciques T1 à T5. Leur point d'insertion final est le processus transverse des vertèbres cervicales C1 à C6.
- La fonction des muscles thoraciques est d'aider aux mouvements de flexion du tronc. Leurs points d'origine est la *masse sacro-lombaire* (comprend les muscles *semi-épineux*, *épiépineux*, le *long dorsal* et l'*iliocostal*) et les processus transverses des vertèbres lombaires. Leurs points d'insertion finaux sont les processus transverses de toutes les vertèbres thoraciques et le bord latéral du tubercule des dernières côtes.

Les *épineux* sont les plus proches de la colonne vertébrale et comportent deux muscles : le *spinalis cervicis* et le *spinalis thoracis*.

- La fonction des muscles *spinalis cervicis* est d'assurer la flexion et l'extension latérale de la colonne vertébrale. Leur point d'origine est le processus épineux des vertèbres cervicales. Leur point d'insertion final est le processus épineux des vertèbres thoraciques [6], [9].
- La fonction des muscles *spinalis thoracis* est très proche de la fonction des muscles *spinalis cervicis*. Ils permettent la flexion et l'extension latérale de la colonne vertébrale. Leur point d'origine est le *fascia lombosacrée* et le processus épineux des vertèbres T11 et L2. Leur point d'insertion final est localisé entre les vertèbres thoraciques T3 à T8 [6], [9].

Comme décrit précédemment, les *érecteurs spinae* sont couverts par d'autres muscles, des tissus adipeux d'épaisseurs variables et par la peau. Ces facteurs aggravent la difficulté d'évaluation de l'activité électromyographique des *érecteurs spinae*.

Les muscles qui recouvrent les *erector spinae* sont (du plus superficiel au plus profond) : « *latissimus dorsi*¹ », « *trapezius*² », « *serratus posterior inferior*³ », « *rhomboïde major*⁴ », « *serratus posterior superior*⁵ », « *splénius cervicis*⁶ » et le « *rhomboïde minor*⁷ » (Figure 5).

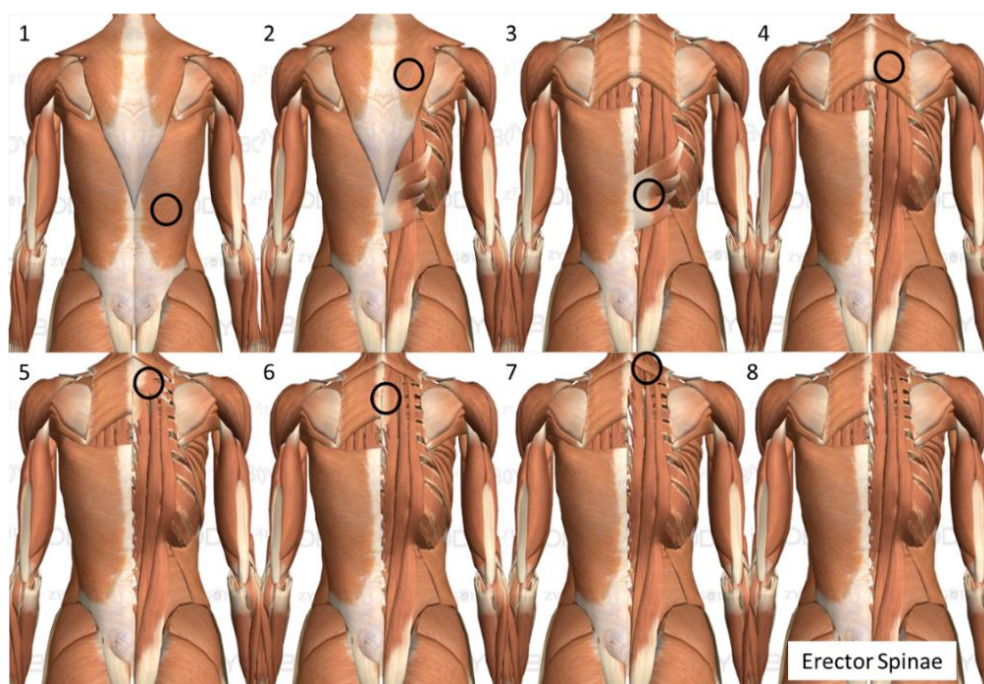


Figure 5 : Muscles du dos qui recouvrent les *erector spinae*
(adapté de www.zygotebody.com).

L'évaluation des *érecteurs spinae* est une tâche complexe où les effets de « cross talk », le positionnement des électrodes entre autres complique l'acquisition. L'évaluation du comportement des érecteurs spinae sera présentée dans le chapitre 3.

2.4 Alignement postural naturel

La projection du rachis dans le plan frontal est rectiligne chez le sujet sain, en revanche, elle est courbe dans le plan sagittal où il est possible d'identifier quatre courbures différentes : lordose cervicale (A), cyphose dorsale (B), lordose lombaire (C) et courbure sacrale (D), (Figure 6).

Ces courbures rachidiennes, et la forme de ressort, permettent l'augmentation de la résistance du rachis aux efforts de compression axiaux [9].

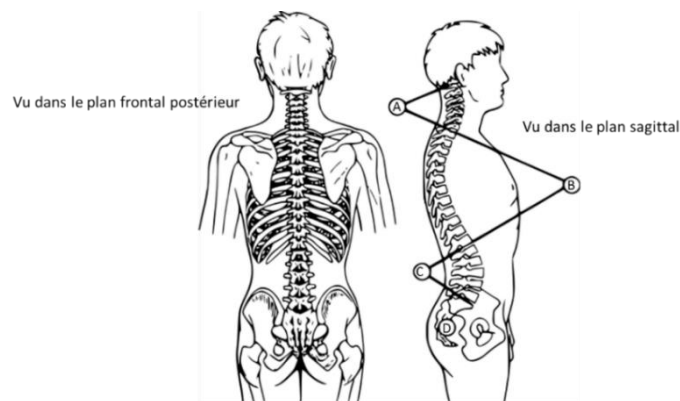


Figure 6 : Courbures du rachis d'une personne saine (adapté de slideplayer.fr).

En raison d'une mauvaise posture ou de maladies, ces courbures rachidiennes peuvent subir des modifications qui influencent la vie quotidienne des patients.

2.5 Pathologies et postures dorsales

Les pathologies du dos génèrent des déviations structurales de la colonne par rapport à la normale. Il y a trois grands groupes de maladies posturales selon la configuration de la déformation : la scoliose, la lordose et la cyphose (Figure 7).

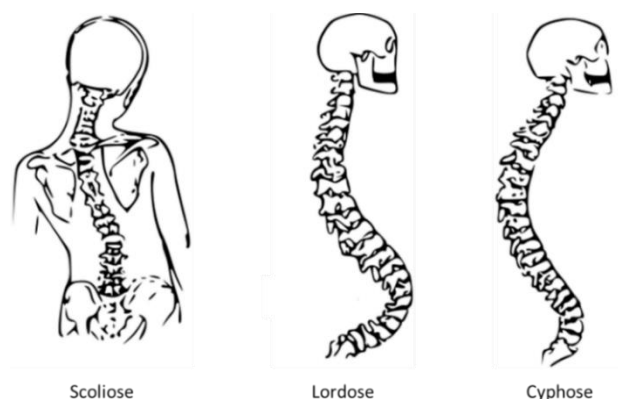


Figure 7 : Postures du dos (adapté de www.bio-top.net).

- **Scoliose** : déviation permanente, ou incurvation latérale, de la colonne vertébrale liée à une rotation des vertèbres.

- **Lordose** : déviation de la colonne vertébrale de forme concave dans le plan sagittal. La description pathologique de cette déviation se traduit par « hyperlordose », exagération de la lordose.
- **Cyphose** : déviation de la colonne vertébrale de forme convexe dans le plan sagittal. La description de cette pathologie se traduit par « hypercyphose », exagération de la cyphose.

Parmi ces trois pathologies, la scoliose, qui apparaît majoritairement à partir de l'adolescence, est la plus abordée par la communauté médicale, en raison de la jeunesse de la population cible, et de son occurrence [13]–[15].

De plus, à ces pathologies liées aux modifications permanentes des positions relatives des os, s'ajoute la camptocormie qui a un caractère réductible. Le patient peut corriger temporairement sa posture.

3 Camptocormie : une pathologie à conséquence posturale

La camptocormie a été décrite pour la première fois en 1837 par Bordie comme un trouble psychiatrique, hystérique [16]. Elle a ensuite gagné plus de visibilité pendant les deux grandes guerres mondiales. La camptocormie a été observée sur un grand nombre de soldats qui présentaient des douleurs dorsolombaires et des faiblesses musculaires [16]–[19].

C'est seulement à cette époque que la maladie a été baptisée camptocormie par les neurologistes français Souques et Babinski [18], [20]–[22].

3.1 Description de la camptocormie

Le nom camptocormie vient de la combinaison des termes grecs « *kámptes* », flexion et « *kormós* », tronc qui ensemble composent le mot « *kámptes kormós* », flexion du tronc (Figure 8). De plus, dans la communauté médicale la camptocormie est aussi appelée de « *bent spine syndrome* » [20], [22], [23].

Elle se traduit par l'antéro-flexion du tronc en position assise et debout. Une des caractéristiques particulières de la camptocormie réside dans l'aggravation de la flexion progressive du tronc, dans le plan sagittal, avec l'augmentation de la fatigue musculaire au cours de la marche [20], [22], [24].

Une seconde particularité de la camptocormie est liée à son caractère réductible en position de décubitus dorsal, lors du redressement actif et en appuyant les mains sur le bassin ou le dos contre un mur [20], [25], [26]. Pour cette raison, la camptocormie est parfois considérée comme une cyphose réductible [16].

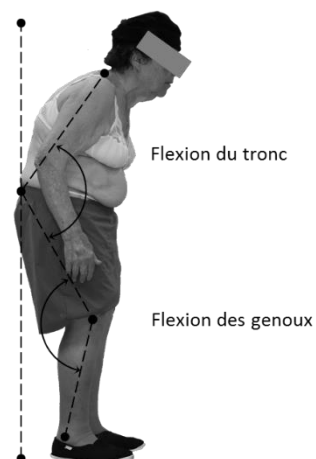


Figure 8 : Posture typique d'un patient camptocormique.

3.2 Impacts de la camptocormie

Les impacts de la camptocormie sont considérables à plusieurs niveaux : douleurs, problèmes respiratoires, équilibre et interactivité sociale [22], [26].

D'une part, la flexion du tronc vers l'avant provoque des douleurs lombaires qui empêchent les patients de marcher pendant de longues périodes [20], [22]. D'autre part, les patients avec une camptocormie importante développent souvent des problèmes de souffle. Lorsque le tronc est fléchi vers l'avant il bloque la cage thoracique et l'expansion nécessaire au gonflement des poumons est alors réduite [27].

De plus, la flexion du tronc provoque un déplacement antérieur du centre de gravité du corps vers l'avant. Pour contrôler ce déplacement et éviter le déséquilibre les patients fléchissent les genoux (Figure 9) [20].

En raison de cette flexion les patients ont tendance à fixer les bras en extension et à appuyer les mains sur les cuisses ou sur les poches des pantalons. Cette action est utilisée pour aider au redressement de la posture et est appelée « signe de mains dans les poches » [20].

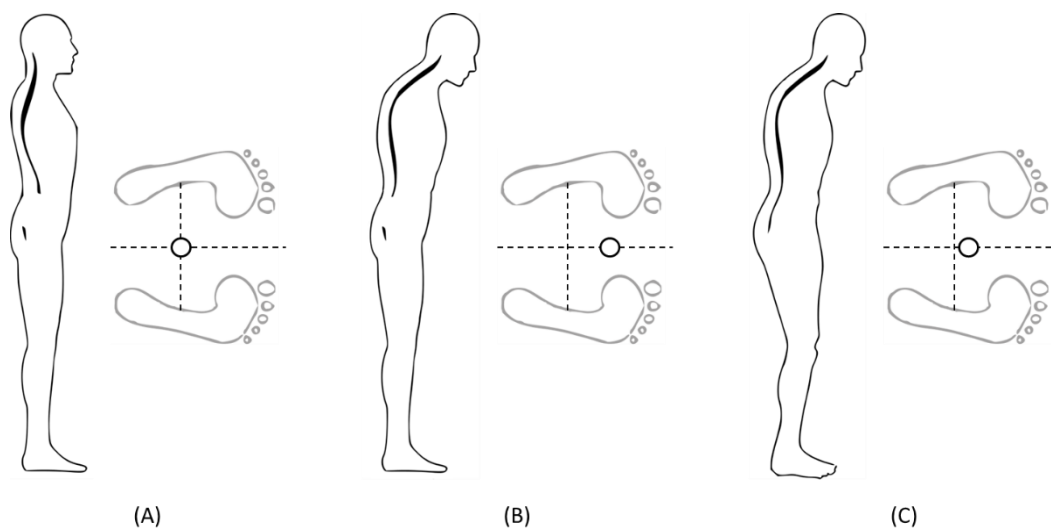


Figure 9 : Déplacements du centre de gravité selon la posture du tronc

(A : centre de gravité en position normale ; B : déplacement du centre de gravité vers l'avant, dû à la flexion du tronc ; C : retour du centre de gravité à la position de départ dû à la flexion des genoux)

De cette flexion du corps résulte une perte d'autonomie du patient. Par exemple, au cours de la marche, en raison de sa posture, le patient réduit son périmètre de marche à quelques mètres.

Socialement l'impact de la camptocormie se révèle également important. Le patient limite son champ de vision et donc sa possibilité d'échanges par le regard. Il essaye alors de compenser par une hyper-extension cervicale [20].

3.3 Etiologies et traitements

Bien que la camptocormie soit peu étudiée par la communauté médicale, il est possible d'observer que les signaux initiaux apparaissent dans une population entre 60 et 75 ans, où le sexe féminin est le plus affecté (75% des cas) [16], [22], [28]–[31].

Les origines de la camptocormie restent peu connues et questionnent la communauté médicale en raison du large spectre d'étiologies possibles [32], [33]. Selon les connaissances actuelles, deux théories sur les origines sont acceptées : myopathie et/ou dystonie des muscles paravertébraux [22], [31], [34].

Dans le cas de l'origine myopathique, la camptocormie est mise en relation avec la maladie de Parkinson [35], [36]. En revanche, dans le cas de la dystonie des muscles paravertébraux, la camptocormie semble résulter d'une contraction aberrante des muscles fléchisseurs du tronc [36]–[38]. Si la connaissance actuelle n'apporte pas de preuves suffisantes sur l'origine, il est possible d'identifier deux types de camptocormie selon la possibilité de correction : totalement réductible ou partiellement réductible [22], [29].

- **Camptocormie totalement réductible** : la colonne vertébrale reste partiellement souple et malléable ; elle peut retrouver une attitude plus physiologique.
- **Camptocormie partiellement réductible** : la colonne vertébrale est peu malléable et par conséquent n'autorise pas le redressement complet. En raison d'une déficience musculaire, la colonne vertébrale, garde une déformation squelettique. Ce type de camptocormie est souvent observé chez les patients affectés par la maladie de Parkinson.

Parce que la camptocormie peut avoir différentes origines, le traitement préconisé va forcément être influencé par les causes potentielles.

3.4 Traitements préconisés par appareillage

Le traitement pour la correction de la camptocormie dépend donc de sa nature. Bien qu'il y ait des cas où le traitement prescrit passe par l'utilisation de corticostéroïdes, ce type de traitement reste encore discutable au sein de la communauté médicale [22], [25], [39].

Un des traitements bien accepté au sein de cette communauté et présentant des résultats satisfaisants, combine des exercices de kinésithérapie et l'utilisation d'appareillage externe [24], [40]. Concernant la camptocormie, ces orthèses sont des corsets posturaux [41]–[44]. L'objectif de la kinésithérapie est le renforcement des muscles extenseurs du dos.

Parallèlement, la fonction du corset est d'assurer le maintien de la posture lors des activités quotidiennes et, à long terme, d'aider au rétablissement de la posture naturelle de la colonne.

Le marché actuel propose plusieurs types de corsets posturaux. Courts ou longs, légers ou lourds, confortables ou moins confortables, avec une mise en place facile ou plus difficile (Tableau 3).

Même s'il existe des corsets plus courts qui ne sont pas spécifiquement conçus pour traiter la camptocormie (corset de traitement de la scoliose), ils peuvent avoir un rôle correcteur et sont parfois prescrits, selon le type et le niveau de camptocormie à corriger.

Tableau 3 : Différents types de corsets posturaux.

Modèle	Principe	Inconvénients	Avantages	Figure
Vésinet (scoliose)	Pièce unique Appui thoracique inexistant	Douleurs Compression abdominale	Court et léger Mise en place facile Correction de lordose lombaire	
Vésinet en cuir	Pièce unique Appui thoracique court	Plus chère Cuir difficile à travailler Compression abdominale	Court et léger Mise en place facile Correction de lordose lombaire Confortable localement	
Jewett	Trois points d'appui Hyper extension de la colonne	Gêne locale Mise en place difficile	Possibilité de redressement du tronc	
Soutien vertébral	Corset de maintien thoraco-lombo-sacré	Effondrement	Confortable au niveau ventral	
CASH	Thoraco-lombo-sacrée	Compression abdominale Gêne locale	Mise en place facile	
DTPA	Trois points d'appui	Compression abdominale Mise en place difficile Faible confort local	Soutien postural	

3.5 Evaluation biomécanique actuelle de la camptocormie

La caractérisation biomécanique des patients camptocormiques, dans une première phase, met l'accent sur des questionnaires médicaux et des analyses radiographiques de façon à qualifier l'état d'évolution de la camptocormie.

Ensuite, un bilan postural est réalisé de façon à évaluer le niveau de la flexion antérieure dans le plan sagittal. Une analyse du mouvement évalue en temps réel l'évolution de la posture et sa relation avec l'activité des muscles dorsaux.

Cette analyse évalue ensuite la flexion du tronc dans le plan sagittal en situation « patient détendu » ou au cours de la marche. Cette évolution est le premier quantificateur de la camptocormie.

La quantification de la flexion posturale est réalisée par le mesurage de la flèche cervicale (au niveau de C7) dans le plan sagittal (SAR, « sagittal arrow »). Cette flèche est définie par la distance horizontale mesurée entre la verticale passant par la vertèbre S1 et la vertèbre C7 (Figure 10) [41], [45]. Chez une personne saine cette flèche est nulle mais elle augmente chez les patients camptocormiques.

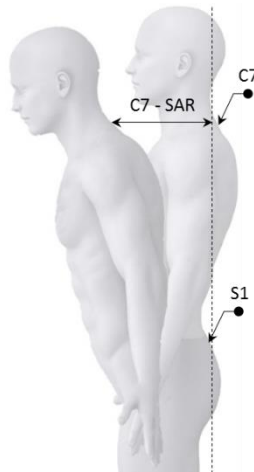


Figure 10 : Posture camptocormique – mesure de C7-SAR
(adapté de www.123rf.com).

Ces acquisitions du mouvement et des activités musculaires combinées permettent l'analyse de l'évolution posturale et caractérisent la maladie.

4 Techniques de caractérisation de patients camptocormiques

Un protocole de caractérisation est essentiel pour obtenir la connaissance générale du patient et pour développer un dispositif expérimental en relation permanente avec le corps.

Pour cette raison, l'objectif de l'analyse biomécanique liée au processus de développement d'une orthèse, vise la compréhension du mouvement humain pour l'établissement de critères de conception adaptés à l'orthèse à développer [46]–[48].

Le protocole d'analyse et de caractérisation structure la recherche des informations utiles lors de la phase d'analyse du besoin, considéré au départ du processus de conception.

4.1 Outils de caractérisation biomécanique

L'étude biomécanique expérimentale qui vise le développement d'une orthèse, peut se subdiviser en trois types d'analyses : l'analyse cinématique du mouvement (vidéo 3D), l'analyse de l'activité musculaire (électromyographie) et l'analyse morphologique et de la géométrie (scanner 3D) [5], [49]–[52]. Ces analyses vont être présentées au cours des sections suivantes.

4.1.1 Analyse cinématique du mouvement

L'analyse cinématique et la capture du mouvement par les systèmes d'analyse vidéo 3D, en hautes définition et vitesse, est fréquemment utilisée pour caractériser le mouvement, la marche et la posture [49], [53]–[55]. Ce type de systèmes permet de suivre les trajectoires de points au cours du temps sans prendre en compte les causes qui génèrent le mouvement [56]. Pour définir ces points, des marqueurs sont positionnés sur le sujet, dans la région d'intérêt [49], [57].

L'analyse vidéo 3D peut être utilisée dans des domaines différents : l'industrie des jeux vidéo, du sport et le domaine médical. Dans le domaine médical, l'analyse cinématique est utilisée pour contribuer au diagnostic, pour définir et quantifier des critères de conception (ergonomie, confort, ...) [53].

Au niveau clinique l'intérêt réside dans l'évaluation de l'évolution du comportement du corps avec ou sans traitement [5], [58], [59].

Pour la mise en œuvre correcte d'une analyse cinématique par des systèmes de vidéo 3D, plusieurs étapes doivent être respectées : *mise en place des caméras* ; *calibrage de caméras* ; *mise en place des marqueurs* ; *enregistrements des mouvements et post-traitement des trajectoires* (Figure 11).

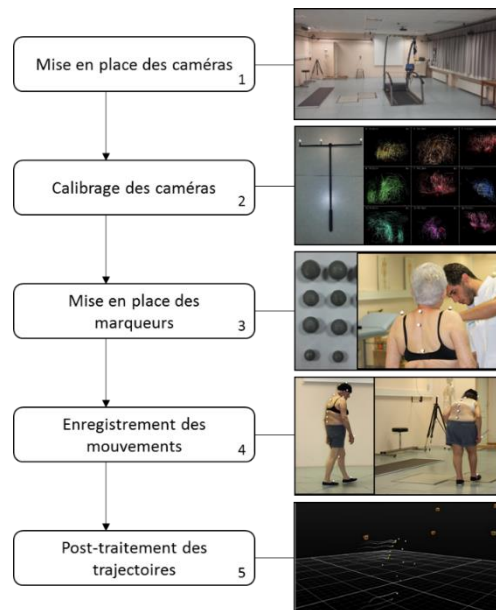


Figure 11 : Etapes de mise en œuvre d'un dispositif d'analyse vidéo 3D.

Etape 1 : Mise en place des caméras

La mise en place des caméras doit être adaptée au volume à mesurer. Dans cette étape, il est important de s'assurer que, à chaque instant, chaque marqueur est identifié par au moins deux caméras.

Etape 2 : Calibrage des caméras

La qualité du calibrage induit la qualité des résultats. Ainsi, dans cette étape il faut prévoir deux types différents de calibrage :

- calibrage statique : définition du repère de référence lié au sol,
- calibrage dynamique : définition du volume d'enregistrement.

Etape 3 : Mise en place des marqueurs

La mise en place des marqueurs doit tout d'abord définir les points d'intérêt et respecter plusieurs critères :

- la taille des marqueurs doit être adaptée au volume à mesurer,
- le nombre de marqueurs doit être adapté à la mesure à effectuer,
- l'espacement de deux marqueurs voisins doit être suffisant pour permettre leur différenciation par le dispositif.

De plus, les marqueurs, si possible, doivent être placés sur des points anatomiques d'identification aisée pour favoriser la reproductibilité d'une étude [1], [60].

Etape 4 : Enregistrement des mouvements

En amont de l'enregistrement, la fréquence d'échantillonnage est choisie en fonction du volume et des champs d'analyse. Les fréquences d'échantillonnage peuvent varier entre 500 et 2000 Hz.

Etape 5 : Post-traitement des données

Selon le logiciel utilisé, il peut être nécessaire d'identifier les marqueurs et de faire un traitement du signal pour compenser les pertes de signal pendant l'enregistrement. Cette partie sera abordée plus en détail dans la section 3.3 du chapitre 3.

L'analyse cinématique comporte cependant quelques limitations. Les marqueurs sont positionnés sur le tissu cutané alors que l'objectif est d'évaluer un déplacement des os, éléments internes. Ainsi, il existe un déplacement relatif de la peau par rapport au squelette [1]. L'incertitude liée à ce déplacement peut avoir une influence significative lors de l'exploitation des mesures [49].

4.1.2 Analyse de l'activité musculaire

L'évaluation de l'activité musculaire au cours du mouvement peut être réalisée par électromyographie (EMG). L'EMG enregistre l'activité électrique du muscle, plus précisément, la somme des potentiels d'action des unités motrices propagés lors d'un mouvement [5], [49] [5], [61], [62]. Bien que l'électromyographie soit surtout utilisée dans le domaine médical, elle peut aussi être utilisée pour informer le concepteur sur l'état de contraction d'un faisceau musculaire (induit par le dispositif médical) [52].

Il existe deux types d'électromyographie selon le type d'électrodes utilisé :

- **Electromyographie invasive** : des électrodes intramusculaires, ressemblant à des aiguilles, sont introduites dans le muscle à explorer. Cette technique devient intéressante pour l'enregistrement de l'activité des muscles profonds ou de petites dimensions. En revanche, elle est très douloureuse et il existe des risques de contamination ou de destruction de fibres [56], [63] [64], [65]. [1], [64], [66].
- **Electromyographie non-invasive** : les électrodes sont positionnées directement sur la peau, au niveau du muscle à étudier. Les électrodes doivent être placées en fonction de l'orientation des fibres musculaires à mesurer. Cette technique est indolore, cependant les résultats obtenus sont fortement dépendants de l'expertise de l'utilisateur, de la situation du muscle, de l'épaisseur du tissu adipeux [56], [63], [67]–[71]. La transmission de données peut se faire avec ou sans fils.

Le choix du type d'électrodes dépend donc de la nature de l'étude et du faisceau à explorer. Quel que soit le type, il faut mettre en place un protocole pour l'utilisation de l'équipement de façon à réduire les artefacts qui peuvent affecter les résultats [56].

Ce protocole peut être divisé en quatre étapes : *préparation du patient ; mise en place des électrodes ; enregistrement des activités et post-traitement du signal* (Figure 12).

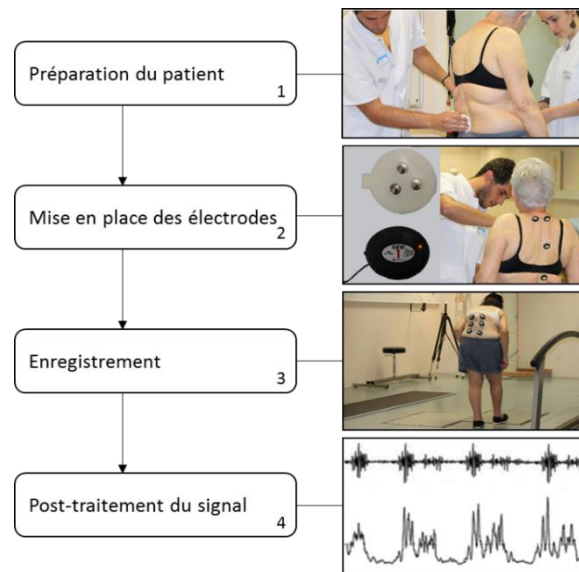


Figure 12 : Etapes de mise en œuvre d'un dispositif d'analyse électromyographique.

Etape 1 : Préparation du patient

La préparation du patient peut être un processus long puisqu'il est nécessaire de raser et de nettoyer localement la peau. Cette préparation permettra une mise en place plus efficace des électrodes.

Etape 2 : Mise en place des électrodes

La technique est basée sur la mesure de la différence de potentiel dans les fibres musculaires, donc la mise en place des électrodes doit prendre en compte la direction principale du faisceau musculaires [71],[1], [72], [73].

Etape 3 : Enregistrement

Lors de l'enregistrement, le sujet exécute les exercices spécifiques programmés.

Etape 4 : Post-traitement du signal

Les électrodes captent et transmettent un signal brut, difficile à lire et interpréter. Pour cette raison un traitement du signal est nécessaire pour identifier l'amplitude et la fréquence de l'activité musculaire. Ce traitement est divisé en deux étapes : rectification du signal et création d'une enveloppe (Figure 13) [74].

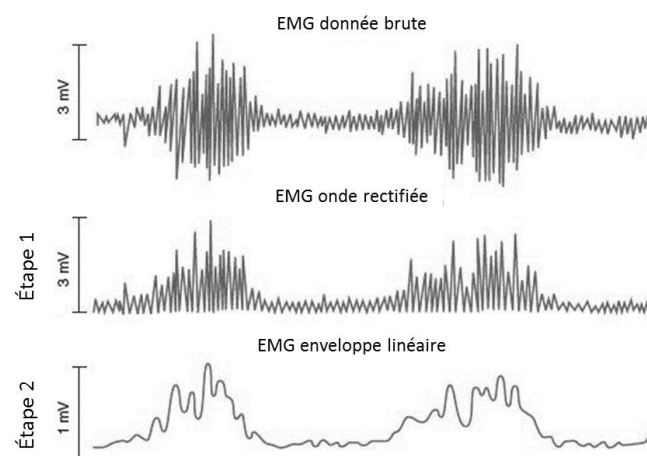


Figure 13 : Processus de traitement des données brutes des électrodes EMG (adapté de [1]).

La rectification correspond à la conversion de toutes les amplitudes négatives en amplitudes positives [74]. La création d'une enveloppe consiste en l'application d'un filtre passe-bas sur le signal EMG rectifié [74].

4.1.3 Analyse morphologique et de la géométrie

L'analyse morphologique et de la géométrie du corps décrit les variations morphologiques du patient ou du segment corporel. Cette analyse fournit des informations essentielles au concepteur pour le développement du dispositif à étudier [75].

Ces analyses peuvent être faites par des dispositifs optoélectroniques comme des scanners 3D [75]. Il existe deux types de scanners selon la nature du rayon émis : ceux qui utilisent les rayons laser et ceux qui utilisent une lumière structurée.

Dans ces deux types de scanners, il est possible de digitaliser le volume de l'objet à étudier et de créer ainsi un nuage de points correspondant à la surface extérieure [75].

Pour la reconstruction totale d'un volume le scanner doit réaliser un tour complet de façon à créer un contour fermé. Cette contrainte d'utilisation est limitative ; à titre d'exemple, lors de l'enregistrement du tronc, la position des bras doit être judicieusement choisie.

Selon le nombre de points émis et réfléchis par l'objet, la surface scannée est plus ou moins détaillée et précise. Dans tous les cas, l'utilisation de systèmes optiques, indépendamment du type utilisé, constitue une méthode efficace pour l'acquisition d'un volume.

En raison du temps d'acquisition réduit et de la facilité de transmission de l'information vers les outils de conception (CFAO), le scanner 3D facilite le développement des produits médicaux intégrant des données morphologiques [76], [77] [78]–[80].

Le protocole d'exploitation du scanner peut être divisé en trois étapes : *préparation du patient*, *prise de mesures* et *post-traitement des données* (Figure 14).

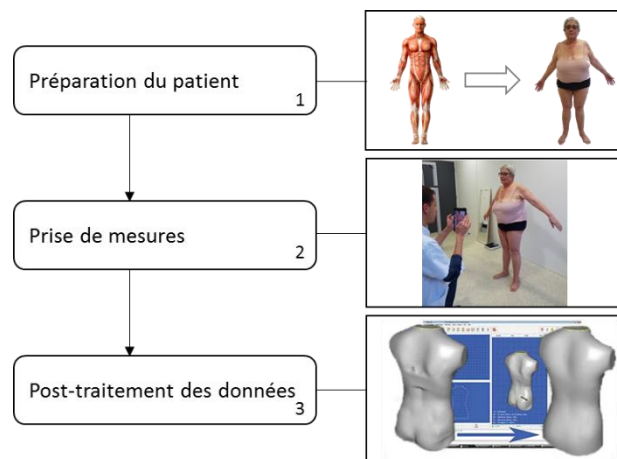


Figure 14 : Protocole de prise de mesures avec un scanner 3D.

Etape 1 : Préparation du patient

La préparation du patient est l'étape au cours de laquelle le segment corporel à analyser est mis en évidence ; tout objet qui peut causer des artefacts est enlevé.

Etape 2 : Prise de mesures

Lors de la prise de mesure le scanner contourne l'objet pour obtenir tout le volume d'intérêt. La vitesse de déplacement du scanner et la distance du scanner par rapport à l'objet doivent être prises en compte selon les spécifications du fabricant.

Etape 3 : Post-traitement des données

L'étape du post-traitement de données, dépend de l'objectif de la prise de mesures. Ainsi le post-traitement du nuage de points peut impliquer une simple mesure des distances anatomiques ou pour un traitement plus spécifique de lissage et d'interpolation des formes.

4.2 Variabilité au sein d'une population camptocormique

Quand le produit à développer est un dispositif qui va être en contact direct avec le corps, la notion de variabilité, liée à l'utilisateur, devient importante. La variabilité au sein d'une population peut se manifester à plusieurs niveaux : morphologique, traitement prescrit, ... L'intra variabilité s'intéresse aux variations morphologiques propres à un patient ; l'inter variabilité, pour une pathologie donnée, décrit les différences morphologiques entre patients.

Par exemple, une orthèse prescrite pour traiter une maladie va forcément être utilisée pendant plusieurs semaines, ou mois ou même années mais aussi pendant plusieurs heures par jour. Cette réalité oblige à prendre en compte les variations des facteurs spécifiques au patient (intra) et à ses modifications morphologiques. Cette remarque induit la prise en compte des variations à court et moyen terme.

- **Variations morphologiques à court terme** : elles concernent les changements de forme du corps pendant l'utilisation quotidienne de l'orthèse.
- **Variations morphologiques à moyen terme** : elles concernent les changements de forme du corps liés par exemple à un amaigrissement ou une prise de poids.

De plus, les patients, jamais identiques, peuvent présenter des contraintes spécifiques et nécessiter des prescriptions distinctes.

Dans le cas de la camptocormie, il est possible d'observer deux types de comportement du dos (détaillés dans la section 5.1 du chapitre 3) : les patients présentant un seul niveau de rotation de la colonne et les patients présentant plusieurs niveaux de rotation.

Conclusions du chapitre

Ce premier chapitre a abordé l'anatomie et la biomécanique du corps humain de façon générale. Une brève analogie entre le corps et un dispositif mécanique a été faite. Dans ce cadre, une anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc est synthétisée.

Il a présenté les fonctions, les mouvements, les alignements posturaux du dos sain ainsi que les muscles qui ont une influence directe sur la posture. Une référence à la scoliose, la lordose et la cyphose a été faite de façon à montrer des différences entre ces pathologies et la camptocormie.

La camptocormie a été décrite et pré-évaluée. Les origines, les impacts sur la vie du patient et les traitements proposés ont été présentés, notamment un traitement qui combine l'utilisation des orthèses et des sessions de kinésithérapie.

Dans le but d'élaborer ensuite un protocole de caractérisation du patient camptocormique, des outils d'analyse cinématique du mouvement, d'analyse de l'activité musculaire et des outils d'analyse morphologique et de la géométrie ont été présentés. Ces outils permettent de quantifier les contraintes qui doivent être prises en compte lors de la conception de l'orthèse, dès la prescription médicale.

Chapitre II

De l'orthèse au mécanisme



Résumé du chapitre

Ce chapitre aborde la classification européenne des dispositifs médicaux d'une façon générale. Une comparaison entre les prothèses et les orthèses est présentée. Cette comparaison souligne les particularités des orthèses.

Une classification dégage ensuite quatre types d'orthèses selon l'existence ou non d'un mécanisme et ses fonctions cinématiques.

La décomposition d'une orthèse en éléments mécaniques constitutifs est proposée. Elle permet de segmenter le cycle d'utilisation de l'orthèse.

Cette segmentation fait apparaître des situations de vie et des moments significatifs. Au cours de chaque situation de vie et chaque moment significatif, l'ensemble corps-orthèse est traité comme une chaîne mécanique à travers une approche basée sur la théorie des mécanismes.

Enfin, la segmentation est appliquée au cas de l'orthèse de positionnement, corset DTPA.

Organisation du chapitre

Dispositifs médicaux

- Dispositifs médicaux

Prothèses et orthèses, similitudes et différences

- Prothèse intervertébrale et orthèse du tronc
- Prothèse du genou et orthèse du genou

Orthèse : définition médicale et définition mécanicienne

- Définitions du terme "orthèse": analyse critique
- Exosquelette

Typologie des orthèses

- Typologie des orthèses

Éléments constitutifs de l'orthèse

- Notions de la théorie des mécanismes
- Définition des termes liés aux orthèses

Utilisation d'une orthèse

- Situations de vie d'une orthèse lors de son utilisation
- Orthèses avec mécanisme de positionnement

Corset DTPA - Orthèse spécifique de positionnement

- Description du corset DTPA
- Situations de vie et moments significatifs du corset DTPA

1 Dispositifs médicaux

Le marché des dispositifs médicaux est en croissance constante. Cette croissance répond aux objectifs d'amélioration de la qualité de vie des patients, d'intégration d'évolutions technologiques qui permettent la mise en place de concepts innovants et de stratégies de soin évoluées [81], [82].

Malgré les contraintes à respecter, le processus de développement de dispositifs médicaux n'est ni homogène ni structuré.

Selon les directives européennes, le terme dispositif médical désigne « tout instrument, appareil, équipement, logiciel, matière ou autre article utilisé seul ou combiné y compris le logiciel désigné par le fabricant destiné à être utilisé spécifiquement à des fins diagnostique et ou thérapeutique... » [83].

Alors, les dispositifs médicaux sont classés en fonction du niveau des risques encourus par l'utilisateur : caractère invasif, durée d'exposition, localisation anatomique, ... [84]–[87].

Il est ainsi, selon la directive 93/42/EE, possible d'identifier quatre classes [82] :

- **Classe I** : dispositifs à faible risque mais qui peuvent être l'objet de données de vigilance conduisant à des mesures correctives,
- **Classe IIa** : dispositifs en contact avec les plaies ou assurant des fonctions de diagnostic,
- **Classe IIb** : dispositifs radiogènes ou implants passifs,
- **Classe III** : dispositifs à plus haut niveau de risques en particulier dispositifs en interaction avec le système cardio-circulatoire ou le système nerveux central.

Les orthèses appartiennent à la classe I. Leur processus de développement est souvent lié à la connaissance métier des entreprises [84]. Ce fait est à l'origine des stratégies de conception empiriques qui peuvent occasionner des expériences négatives lors de l'utilisation et provoquer quelque fois l'abandon de l'orthèse [88], [89].

Par ailleurs, selon le risque pour l'utilisateur, les prothèses sont classées dans la classe II (a ou b) ou la classe III. Pour cette raison, le processus de développement est plus contrôlé et exige une réglementation spécifique qui doit être intégrée dès les premières étapes de la conception [84].

Les orthèses assurent le soutien d'une articulation ou d'un membre ; en revanche les prothèses remplacent cette articulation ou ce membre et par conséquent font l'objet d'un processus de conception plus rigoureux.

Cependant, ces deux types de dispositifs médicaux doivent rétablir la mobilité naturelle où possible du membre, assurer la compatibilité avec le corps, garantir une durée de vie la plus grande possible, ... Ces contraintes suggèrent que, bien que les orthèses et les prothèses soient différentes, les objectifs et l'interaction avec l'utilisateur sont similaires. Pour cette raison, des critères biomécaniques doivent être intégrés lors de la conception dans les deux cas.

En prenant en compte cet objectif, il est également nécessaire de comprendre les différences entre les prothèses et les orthèses pour proposer une démarche de conception propres aux orthèses.

2 Prothèses et orthèses, similitudes et différences

Les prothèses et les orthèses assurent des fonctions, mettent en œuvre des principes de fonctionnement et respectent des critères de conception qui méritent d'être analysés.

La prothèse est un dispositif permanent qui se substitue à une unité fonctionnelle et corrige le dysfonctionnement pathologique. Selon la définition empruntée à l'**ISO 8549-1 : 1989**, une prothèse est un appareil servant à remplacer totalement ou partiellement un segment absent ou déficient. Ainsi, la prothèse a une relation directe, très locale avec l'unité fonctionnelle traitée.

En revanche, l'orthèse est un dispositif externe, en relation indirecte avec l'articulation, qui peut être utilisée soit pendant un temps limité (orthèse temporaire) soit de façon permanente (orthèse permanente).

L'orthèse vise à aider ou à soutenir une unité fonctionnelle pour contribuer à un fonctionnement proche du fonctionnement naturel. Selon la définition empruntée à l'**ISO 8549-1 : 1989**, une orthèse est un appareil externe utilisé pour modifier les conditions structurelles et fonctionnelles du système muscle-squelettique. Cette définition sera approfondie dans la section 3.1 de ce chapitre.

Ainsi, pour souligner les différences et les similitudes entre les prothèses et les orthèses, deux exemples seront abordés dans les sections 2.1 et 2.2.

2.1 Prothèse intervertébrale et orthèse du tronc

Le tronc comporte plusieurs unités fonctionnelles composées par les vertèbres (segments passifs) et les disques intervertébraux (segments mobiles) sur lesquels les prothèses et les orthèses doivent agir pour traiter une pathologie du segment corporel.

Les fonctions, la mise en place et les types de déplacements de ces deux types de DM vont être comparés.

2.1.1 Fonction principale des prothèses versus des orthèses

De façon permanente, une prothèse doit rétablir les fonctions d'une unité fonctionnelle. Dans le cas spécifique d'une liaison intervertébrale, la prothèse peut avoir deux objectifs :

- la restauration des mouvements intervertébraux naturels et par conséquent le rétablissement des six degrés de liberté entre les deux vertèbres consécutives,
- la restriction d'un ou plusieurs degrés de liberté au sein de l'unité fonctionnelle.

En revanche, l'orthèse apporte un soutien correctif à l'unité fonctionnelle :

- de façon permanente pour restituer une fonction perdue,
- de façon temporaire pour accompagner le rétablissement.

En fait, dans les deux cas, le dispositif doit agir sur un segment (articulaire ou pas) de sorte à réduire l'état pathologique.

2.1.2 Implantation des prothèses versus mise en place des orthèses

A partir de son implantation, la prothèse intervertébrale, dispositif interne, vient au contact direct des tissus osseux environnant l'unité fonctionnelle.

Pour cette raison, les surfaces de référence appartiennent aux unités fonctionnelles à traiter. Ainsi dans le cas des prothèses intervertébrales, ces surfaces sont les surfaces de deux vertèbres consécutives.

En revanche, les orthèses sont en contact avec les tissus déformables et non avec l'unité fonctionnelle à traiter. Ainsi, les surfaces de référence sont extérieures à l'unité fonctionnelle.

Pour cette raison, une orthèse du tronc, va agir sur un groupe d'unités fonctionnelles adjacentes à l'unité fonctionnelle à traiter de manière externe. Par conséquent, l'orthèse prend appui sur des surfaces éloignées de l'unité fonctionnelle de façon à garantir une liaison complète entre références et orthèse. Cette notion est détaillée dans les sections 5 et 6 de ce chapitre.

2.1.3 Déplacements relatifs au sein de l'unité fonctionnelle (prothèse versus orthèse)

Lorsque le but de la prothèse est de restituer le mouvement de l'unité fonctionnelle, elle doit permettre les déplacements relatifs au sein d'une unité fonctionnelle indépendamment de leurs amplitudes (micro ou macro déplacements). En revanche, si le traitement prescrit est lié à une restriction des mouvements, la prothèse doit bloquer tous les mouvements non désirés.

Une prothèse intervertébrale, doit respecter les déplacements d'une vertèbre par rapport à la suivante selon le traitement envisagé. Au contraire, une orthèse, éloignée de l'unité fonctionnelle, permet difficilement de reproduire tous les déplacements existants à l'intérieur du corps.

Si reproduire les déplacements de grandes amplitudes, ne pose pas de problèmes particuliers, reproduire les déplacements de faibles amplitudes liés aux petites translations relatives des vertèbres, apparaît complexe (Figure 15).

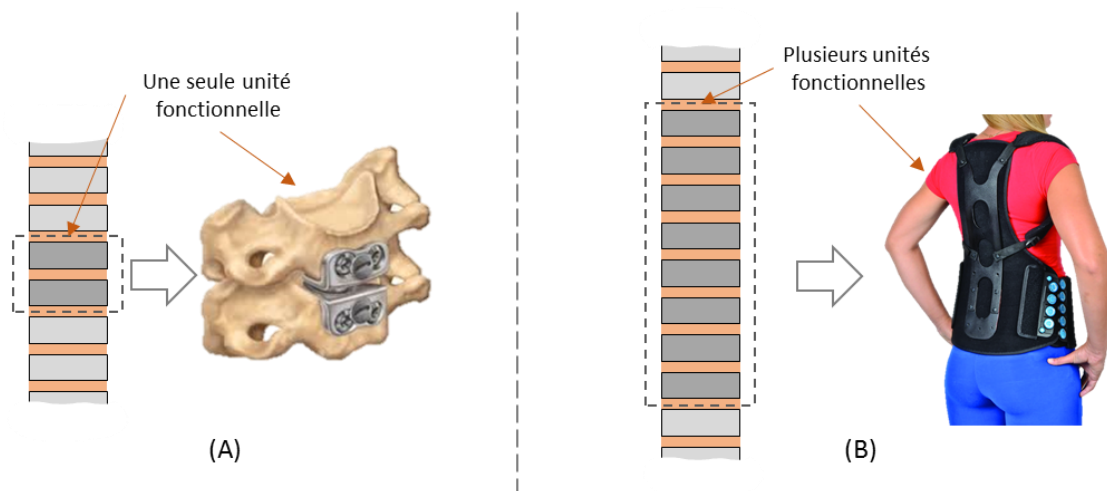


Figure 15 : Une ou plusieurs unités fonctionnelles concernées par le dispositif médical
(A – unité fonctionnelle constituée de deux vertèbres successives et du disque intervertébral ; B – ensemble d'unités fonctionnelles composant le rachis).

En résumé, il est possible d'énumérer des différences entre ces deux types de dispositifs, notamment le caractère local des prothèses et le caractère global des orthèses.

Une classification peut être élaborée en considérant l'objectif du dispositif, sa localisation, le type de déplacements relatifs (Tableau 4).

Tableau 4 : Synthèse comparative entre les prothèses et les orthèses.

Critères	Prothèses	Orthèse
Objectif	Remplacer l'unité fonctionnelle	Soutenir l'unité fonctionnelle
Localisation	Interne au corps	Externe au corps
Liaison	Complète avec les tissus osseux	Complète avec les tissus cutanés
Utilisation	Permanente	Permanente et/ ou temporaire
Relation avec l'UF	Directe	Indirecte
Encombrement	Voisins de l'UF	Selon le nombre d'UF
Déplacements par rapport aux références	Micro et Macro	Macro

En prenant en compte les différences décrites ci-dessus il est possible de transposer cette comparaison à des unités fonctionnelles de plus grandes dimensions. Pour cette raison, une prothèse et une orthèse du genou vont être comparées selon les critères énumérés précédemment.

2.2 Prothèse du genou et orthèse du genou

L'articulation du genou est constituée par trois structures osseuses, fémur, tibia et péroné sur lesquelles un dispositif orthopédique doit agir pour traiter certaines pathologies (Figure 16).

2.2.1 Fonction principale des prothèses versus des orthèses

La prothèse du genou remplace l'unité fonctionnelle de façon à restituer le fonctionnement naturel de l'articulation. Inversement, l'orthèse vise à soutenir et/ou accompagner le mouvement de cette unité fonctionnelle.

2.2.2 Implantation des prothèses versus mise en place des orthèses

La prothèse du genou est placée en contact direct avec les tissus osseux de l'unité fonctionnelle, plus précisément en contact direct avec le fémur et le tibia.

Par contre l'orthèse du genou est placée au niveau de la cuisse et de la jambe, en contact direct avec les tissus déformables. En raison de sa localisation extérieure, l'orthèse englobe la totalité de l'articulation (fémur, tibia, péroné et patella).

2.2.3 Déplacements relatifs au sein de l'unité fonctionnelle (prothèse versus orthèse)

Dans le cas de l'articulation du genou, les déplacements relatifs autorisés au sein de l'unité fonctionnelle sont les mêmes avec la prothèse et l'orthèse. En fait, ils n'existent pas ici, de déplacements de faible amplitude en translation dans les directions yy et xx. Par contre il existe, une translation de grande amplitude dans la direction zz en raison du glissement (Figure 16).

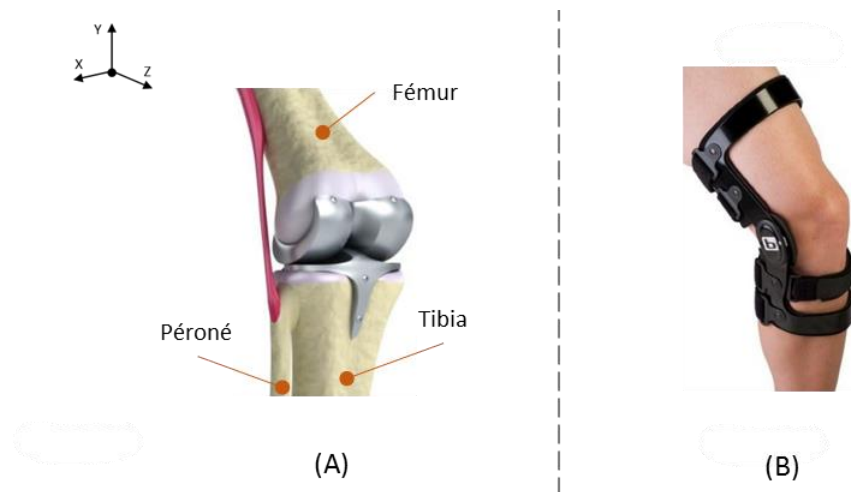


Figure 16 : Une unité fonctionnelle pour chaque dispositif médical
(A – unité fonctionnelle constituée de deux os longs ; B – unité fonctionnelle).

Tableau 5 : Synthèse comparative entre prothèses et orthèses.

	Prothèses	Orthèses
Objectif	Remplacer les surfaces fonctionnelles	Soutenir/accompagner l'UF
Localisation	Interne	Externe
Liaison	Complète avec les tissus osseux	Complète avec les tissus cutanés
Utilisation	Permanente	Permanente et/ou temporaire
Relation avec l'UF	Directe	Indirecte
Encombrement	Voisins des surfaces articulaires	Taille voisine de l'UF
Déplacements relatifs	Macro et Micro	Macro

Cette comparaison, dans les cas du genou et de la colonne vertébrale, montre qu'entre prothèses et orthèses il existe des fonctions communes mais aussi des fonctions complémentaires.

De plus, les points abordés (Tableau 4 et Tableau 5) impliquent des données biomécaniques nécessaires lors du développement. Ces données, dans la majorité des contextes industriels, ne sont prises en compte que dans la conception des prothèses en raison de la classe du dispositif.

Une connaissance approfondie de la biomécanique va donc être intégrée au CdC et enrichir la démarche de conception d'orthèses développée au chapitre 4.

3 Orthèse : définition médicale et définition mécanicienne

Comme le processus de conception, tout particulièrement dans le développement d'une orthèse, doit se fonder sur une approche pluridisciplinaire, il devient essentiel pour le partage inter acteurs de générer un lexique commun.

3.1 Définitions du terme « orthèse » : analyse critique

La définition du terme « orthèse » couramment admise dans le milieu médical, reste imprécise et varie selon les références bibliographiques ; cependant le cœur de la définition reste le même.

Selon la définition de la norme **ISO 8549-1:1989**, une orthèse est un appareil externe utilisé pour modifier les conditions structurelles et fonctionnelles du système neuromusculaire ou du squelette.

Par ailleurs, selon la définition du dictionnaire français Larousse (<http://www.larousse.fr>), une orthèse est un appareil orthopédique destiné à soutenir une fonction locomotrice déficiente et fixé à la partie atteinte (attelle, gouttière, corset, etc...). Cette définition induit une idée de soutien pendant le mouvement et par suite une idée de cinématique possible pendant l'utilisation.

Une autre définition d'orthèse est celle d'un dictionnaire médical (<http://dictionnaire.academie-medecine.fr/>) qui dit qu'une orthèse est un appareil orthopédique permettant de protéger, d'immobiliser ou de soutenir une partie du corps. Cette définition introduit l'idée d'une restriction des mouvements. En effet, une orthèse peut bloquer certains mouvements et dans le même temps en permettre d'autres selon le segment du corps et le traitement préconisé.

De plus, selon la définition de Mediadico (<http://mediadico.fr.jaleco.com/>), une orthèse est un appareil servant à compenser l'insuffisance d'un organe locomoteur. Cette définition induit l'idée d'une reproduction du comportement naturel d'un segment corporel.

En somme, dans un contexte médical une orthèse peut être définie comme un appareillage qui compense une fonction absente ou déficiente, assiste une structure articulaire ou musculaire, stabilise un segment corporel pendant une phase de réadaptation ou de mise au repos.

Cet ensemble de définitions s'appuie sur une approche médicale ; une approche mécanicienne va apporter des éléments de précision dans la description du dispositif et de ses composants.

Ainsi, l'orthèse apparaît comme un dispositif mécanique qui accompagne les mouvements sains et limite ou supprime les mouvements pathologiques au cours du cycle d'utilisation. Ce cycle peut être divisé en situations de vie successives et moments significatifs et sera détaillé dans la section 6 de ce chapitre.

De plus, les fonctions voisines de soutien et d'aide au mouvement d'une orthèse et d'un exosquelette peuvent générer des similitudes dans la démarche de conception.

3.2 Exosquelette

Selon le dictionnaire Larousse (www.larousse.fr), un exosquelette est une formation squelettique externe. Le terme dérive de la jonction du préfixe « exo » qui signifie extérieur et du mot « squelette » qui concerne l'ensemble des os.

Du point de vue mécanique un exosquelette est une structure qui permet d'aider l'utilisateur dans la réalisation d'une tâche ou de compenser des faiblesses du corps. Pour cette raison, un exosquelette peut être défini comme un dispositif externe qui assiste le comportement du système squelettique (Figure 17).



Figure 17 : Exemples d'exosquelettes
(adapté de <http://carnets-davenir.com> et humanoides.fr).

Ces fonctions soulignent un parallélisme avec les orthèses actives de restauration du mouvement [90]–[92]. Ainsi, les exosquelettes apparaissent comme des orthèses à liaisons motorisées, point abordé dans la section perspectives [93]–[95]. En revanche, les orthèses vont être analysées d'un point de vue mécanique dans les chapitres suivantes (chapitres 2, 4 et 5).

4 Typologie des orthèses

Le type d'orthèse prescrit par le médecin dépend du traitement retenu. Les orthèses peuvent être classées selon différents critères fonctionnels ou de conception. Dans cette étude la typologie distingue deux groupes : les orthèses sans mécanisme (OSM) et les orthèses avec mécanisme (OAM).

Les OSM n'autorisent pas de réglage. Ainsi, elles ont une seule position d'utilisation. En revanche, les OAM permettent un réglage et donc peuvent être utilisées en plusieurs positions de traitement.

Parmi les OSM il est possible d'identifier deux sous-groupes : les OSM déformables et les OSM rigides. Au sens mécanique, les OSM déformables sont les orthèses à grandes déformations possibles, liées à l'élasticité du matériel (Figure 18 - A). En revanche, les OSM rigides sont des orthèses à déformations de très faibles amplitudes (Figure 18 - B).

Dans le premier cas, OSM déformable, le déplacement du corps induit la déformation élastique de l'orthèse. Dans le second cas, OSM rigide, les efforts du corps ne déforment pas l'orthèse.

Par ailleurs, pour les OAM il est possible d'identifier deux sous-groupes selon le type de fonction recherchée. Les OAM peuvent être divisées en orthèses de positionnement (Figure 18 - C) et orthèses d'accompagnement (Figure 18 - D).

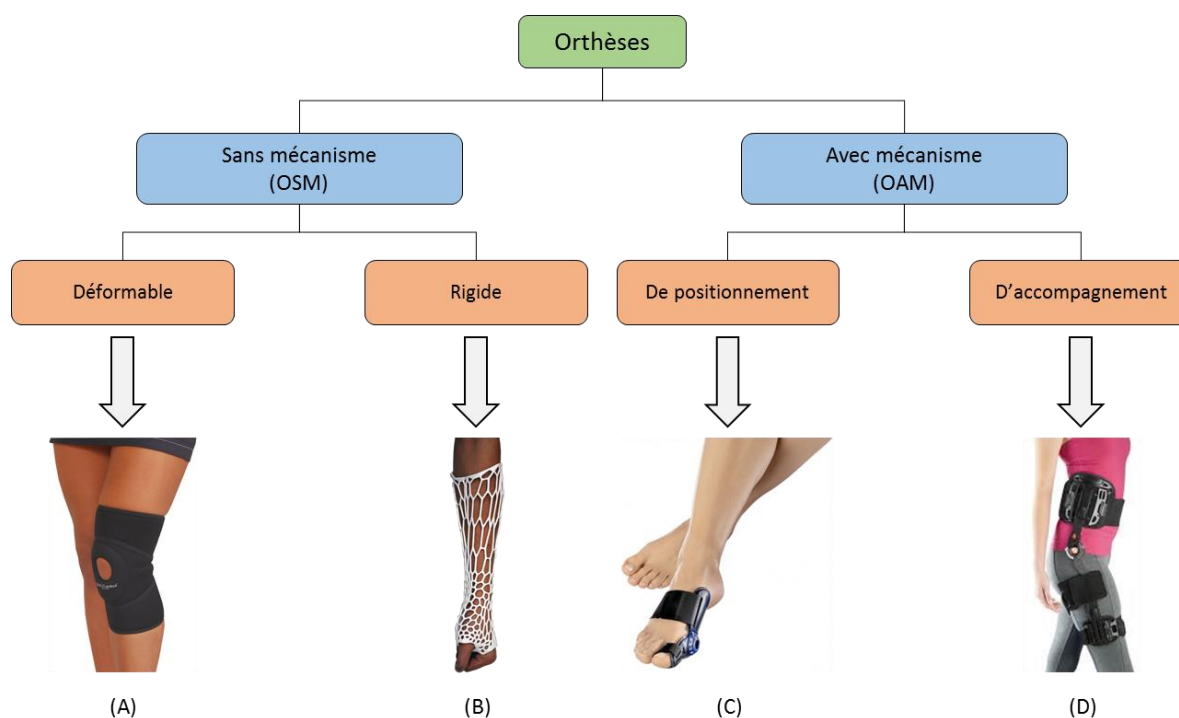


Figure 18 : Typologie des orthèses (A : orthèse du genou ; B : orthèse d'avant-bras ; C : orthèse d'orteil et D : orthèse de la hanche).

En prenant en compte cette typologie des orthèses, il est proposé d'analyser le fonctionnement selon les déplacements relatifs admis entre les références (cf. section 1 du chapitre 1).

Ainsi, les OSM déformables et les OAM d'accompagnement, au cours de l'utilisation effective, permettent un déplacement relatif des références. Ce déplacement résulte de la déformation du matériel (cas des OSM déformables) ou de l'existence d'un mécanisme toujours mobile (cas des OAM d'accompagnement).

En revanche, les OSM rigides et les OAM de positionnement, au cours de l'utilisation effective, ne permettent pas le déplacement relatif des références en raison de l'impossibilité de déformer le matériel (cas des OSM rigides), ou du blocage du mécanisme (cas des OAM de positionnement).

De plus, les OAM autorisent des déplacements plans de grandes amplitudes (deux translations dans le plan et une rotation orthogonale au plan). Les déplacements secondaires sont : soit complètement bloqués, soit de faibles amplitudes, liées aux déformations des matériaux ou des composants.

Tableau 6 : Synthèse comparative des orthèses.

Type d'orthèse	Déformable	Rigide	Positionnement	Accompagnement
Mécanisme	Non	Non	Oui	Oui
Mouvement relatif entre les références au cours de l'utilisation	Oui	Non	Non	Oui
Restrictions de grandes amplitudes à un plan	Non	Non	Oui	Oui

Les différences décrites précédemment entre ces quatre groupes d'orthèses (Tableau 6), permettent de les dissocier ; cependant, il est encore possible de mieux les distinguer. Pour cette raison, les éléments constitutifs d'une orthèse et leurs particularités vont être décrits dans les sections suivantes.

5 Éléments constitutifs de l'orthèse

Une classification plus élaborée, par analogie avec un mécanisme, peut être proposée en différenciant les éléments constitutifs de l'orthèse à partir de leur fonction au sein du dispositif.

Pour préciser l'analogie existant entre l'ensemble corps - orthèse et un mécanisme, il est nécessaire de définir quelques notions liées à la théorie des mécanismes. Pour cette raison, la section 5.1 a comme objectif de faire un rappel des notions théoriques sur la théorie des mécanismes.

5.1 Notions de la théorie des mécanismes

La théorie des mécanismes permet l'étude des mécanismes en s'appuyant sur une analyse statique et/ou cinématique de structures [96]–[98].

Elle s'applique aux chaînes fermées des liaisons et a comme but d'évaluer la pertinence des solutions et de déterminer des lois entrée – sortie d'un mécanisme [96], [97]. La loi d'entrée – sortie correspond à la relation liant les paramètres cinématiques d'entrée et les paramètres cinématiques de sortie [97].

La théorie des mécanismes s'appuie sur quatre hypothèses de départ :

- pièces modélisées par des solides indéformables,
- liaisons parfaites, c'est-à-dire, sans frottement et sans jeu,
- liaisons à contact bilatéral ; le contact est supposé maintenu indépendamment du sens des actions mécaniques,
- pièces de masses nulles.

La section suivante précise les notions de pièce, liaison et chaîne cinématique décrites dans la théorie des mécanismes.

5.1.1 Pièces et liaisons, chaîne cinématique

Selon la définition de la théorie des mécanismes, une pièce peut être définie comme un sous-ensemble rigide faisant partie d'un mécanisme ou d'une structure [96], [98].

De plus, une liaison est définie comme le résultat de la mise en contact de deux pièces consécutives. Elle permet les mouvements et la transmission des efforts [96]. La norme NF EN ISO 3952-1 a été définie pour des raisons d'uniformisation des représentations de ces liaisons [99].

A partir de la définition des liaisons, deux autres notions émergent, le degré de liberté et le degré de liaison. Le degré de liberté correspond aux mouvements autorisés par une liaison. Inversement, les degrés de liaison correspondent aux mouvements supprimés par la liaison [96]–[98].

Par suite, on appelle « chaîne cinématique » une suite de pièces, reliées deux à deux par des liaisons successives [96], [97]. Une chaîne peut présenter deux configurations : configuration en chaîne ouverte ou configuration en chaîne fermée (Figure 19).

Une chaîne ouverte est un ensemble de pièces et liaisons mécaniques disposées dans une configuration non bouclée ; les pièces extrêmes sont distinctes (Figure 19).

En revanche, une chaîne fermée présente une configuration en boucle ; la pièce initiale et la pièce finale sont les mêmes.

Dans les deux cas, le bâti peut être considéré comme la pièce de référence du mécanisme (P1). Elle n'est pas comptabilisée dans le nombre total de pièces de la chaîne [96]. Cette représentation va être appliquée dans ce chapitre (section 5.2) au cas des orthèses.

Dans le cas d'une chaîne ouverte, le nombre de pièces est égal au nombre de liaisons. En revanche, dans le cas d'une chaîne fermée, le nombre de pièces est égal au nombre de liaisons moins une.

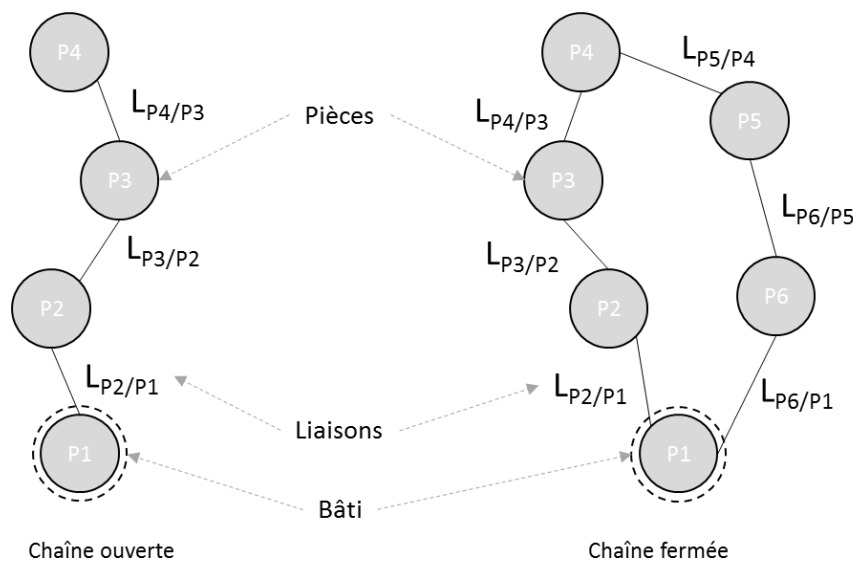


Figure 19 : Graphes de liaisons des deux types de chaînes cinématiques.

Dans la vision mécanique proposée dans cette étude, les deux types de chaînes cinématiques, chaîne ouverte et chaîne fermée, vont être impliqués. Par contre, pour dégager des solutions de mécanismes pour les OAM, seule la vision avec chaîne cinématique ouverte est prise en compte.

De plus, les mécanismes disposés en chaîne ouverte, sont toujours isostatiques. En revanche, dans le cas d'une disposition en chaîne fermée, le mécanisme peut être isostatique ou hyperstatique selon les types de liaisons inclus dans la chaîne.

Une chaîne est isostatique si elle permet de déterminer la totalité des inconnues de liaisons en appliquant le principe fondamental de la statique. Par contre, une chaîne hyperstatique se caractérise par la surabondance de degrés de liaisons. Ces deux configurations présentent des avantages et des inconvénients ; il revient au concepteur d'évaluer l'intérêt de l'un par rapport à l'autre.

Pour déterminer le degré d'hyperstatisme d'un mécanisme il est nécessaire de comprendre les notions de mobilités.

5.1.2 Mobilité utile et mobilité interne

La mobilité (m) d'un mécanisme se traduit par le nombre de mouvements possibles de la pièce terminale par rapport à la pièce initiale (ou bâti) et aux mouvements qui peuvent exister entre les autres pièces du mécanisme.

Ainsi, la mobilité d'un mécanisme peut être divisée en mobilité utile et mobilité interne.

- **Mobilité utile (m_u)** : nombre de relations indépendantes qui existent entre les paramètres cinématiques d'entrée et de sortie. Ce type de mobilité traduit la fonction principale du mécanisme.
- **Mobilité interne (m_i)** : nombre de relations indépendantes qui existent entre les paramètres cinématiques des pièces internes et ne faisant intervenir aucun des paramètres d'entrée-sortie. En fait, ce type de mobilité se traduit par des mouvements possibles de pièces à l'intérieur du mécanisme même lorsque les mobilités utiles sont bloquées.

Ainsi, la mobilité totale peut se traduire par la relation suivante :

$$m = m_u + m_i \quad (\text{Eq. 1})$$

5.1.3 Détermination du degré d'hyperstatisme d'une chaîne cinématique

La connaissance du degré d'hyperstatisme est importante dans l'étude des mécanismes car il peut induire des contraintes géométriques lors du montage des pièces.

Pour cette raison, en utilisant les notions présentées précédemment, le degré d'hyperstatisme se traduit par les relations suivantes (selon le cas 2D ou 3D) :

$$h_{2D} = N_s + m - 3p \quad (\text{Eq. 2})$$

$$h_{3D} = N_s + m - 6p \quad (\text{Eq. 3})$$

Dans les deux cas, h représente le degré d'hyperstatisme de la chaîne cinématique, N_s représente le nombre d'inconnues de la statique, m la mobilité totale et p le nombre de pièces de la chaîne cinématique.

Dans le cadre de cette étude, le nombre total de pièces est la somme du nombre de pièces du mécanisme plus le support (hors bâti). Ces notions seront utilisées dans les sections suivantes de façon à expliquer la chaîne cinématique utilisée pour définir l'ensemble corps - orthèse et élaborer la base de connaissances des mobilités dans la section 3 du chapitre 4.

Enfin, dans le cadre de cette étude, seul le cas 2D va être considéré ; par conséquent le degré d'hyperstatisme va être calculé à partir de l'expression (Eq.2).

5.2 Définition des termes liés aux orthèses

Les orthèses sont constituées de trois groupes d'éléments : les supports, les composants d'interaction et le mécanisme, lui-même composé de pièces et de composants d'interaction.

Il est nécessaire de prendre en compte la partie du corps sur laquelle l'orthèse va être placée pour décrire chacun des composants. La Figure 20 localise les différents composants sur une orthèse du genou.

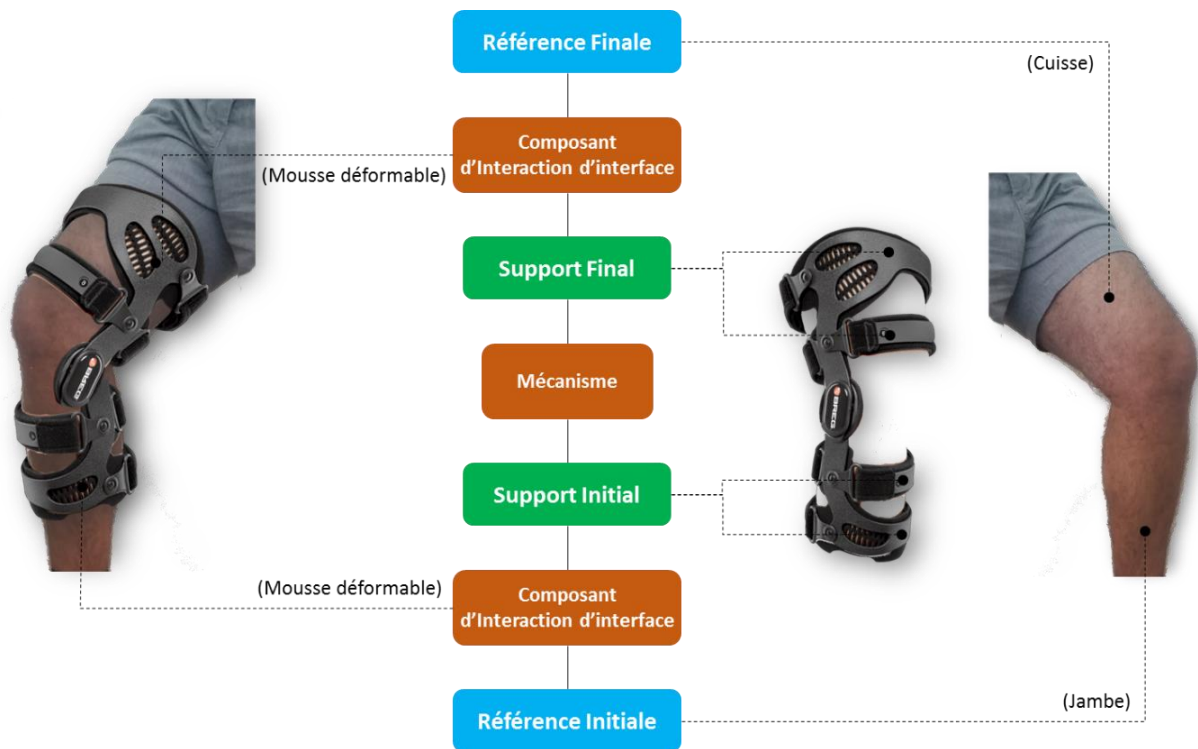


Figure 20 : Orthèse du genou avec mécanisme d'accompagnement.

- **Références :** segments du corps liés directement à l'orthèse. Les références apparaissent comme des zones d'ancrage pour l'orthèse. Prenant en compte l'orthèse de la Figure 20, la jambe est la référence initiale et la cuisse est la référence finale.
- **Supports :** éléments de l'orthèse liés à la référence initiale et à la référence finale par l'intermédiaire du composant d'interaction d'interface. Les supports sont donc en relation avec les références.
En utilisant la terminologie de la théorie des mécanismes, le support initial (SI) est considéré comme le bâti et le support final (SF) comme la pièce finale de la chaîne cinématique en configuration ouverte.
Dans le cas de l'orthèse de la Figure 20, le support initial et le support final comportent deux surfaces de contact de façon à améliorer la liaison complète avec les références.
Le processus de conception des supports repose essentiellement sur le développement d'une géométrie adaptée à la géométrie du segment corporel.
- **Composants d'interaction d'interface (CII) :** composants de l'orthèse qui permettent les liaisons entre les références et les supports. Si les composants d'interaction d'interface réalisent des liaisons complètes (sans déplacements relatifs), alors la référence et le support ne constituent qu'un seul élément.
- **Mécanisme :** placé entre les supports, en chaîne ouverte, le mécanisme autorise la mobilité du support final par rapport au support initial. En chaîne fermée le mécanisme assure la transmission des efforts. Le mécanisme est constitué par les composants (pièces) et les composants d'interaction qui relient deux pièces.

Au sens de la théorie des mécanismes (schéma de la Figure 19), en chaîne ouverte, le support initial est le bâti et le nombre total de pièces est égal au nombre de pièces du mécanisme plus un, le support final (Figure 21). Ainsi, l'ensemble mécanisme – support final va être considéré comme le mécanisme global de l'orthèse.

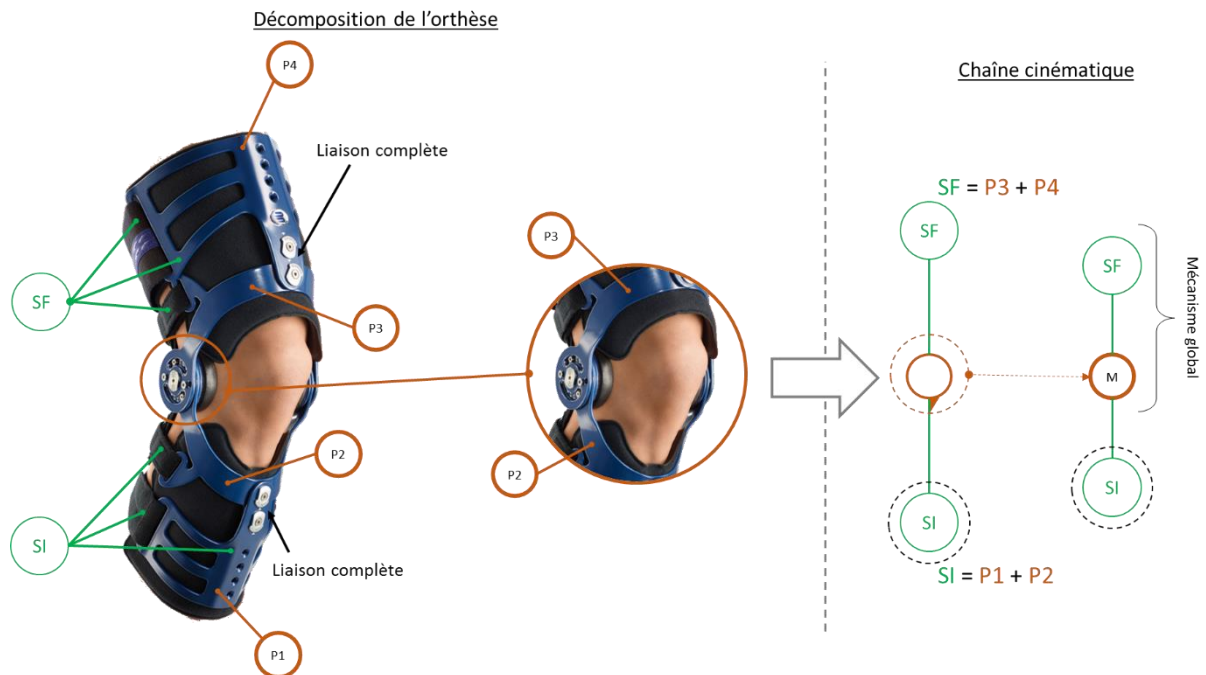


Figure 21 : Vision mécanicienne des composants d'une orthèse du genou.

En ce qui concerne l'orthèse de la Figure 21, elle comporte deux supports (SI et SF) qui sont composés par deux pièces consécutives (P1 et P2 pour le SI et P3 et P4 pour le SF) en liaison complète (réalisée par des rivets). Les liaisons complètes ne font pas intervenir de composant d'interaction car les pièces et les supports sont en continuité. De plus, l'orthèse comporte une liaison de type pivot entre les deux extrémités. Cette liaison fait intervenir des composants d'interaction de centrage, type axe.

Ainsi, en raison de l'existence des liaisons complètes, il est considéré qu'il n'existe à chaque extrémité qu'une seule pièce ; les supports se prolongent donc jusqu'au composant d'interaction (Figure 21).

De plus, en prenant en compte le cas d'une orthèse quelconque, la distinction entre orthèse, mécanisme global et mécanisme peut être précisée (Figure 22).

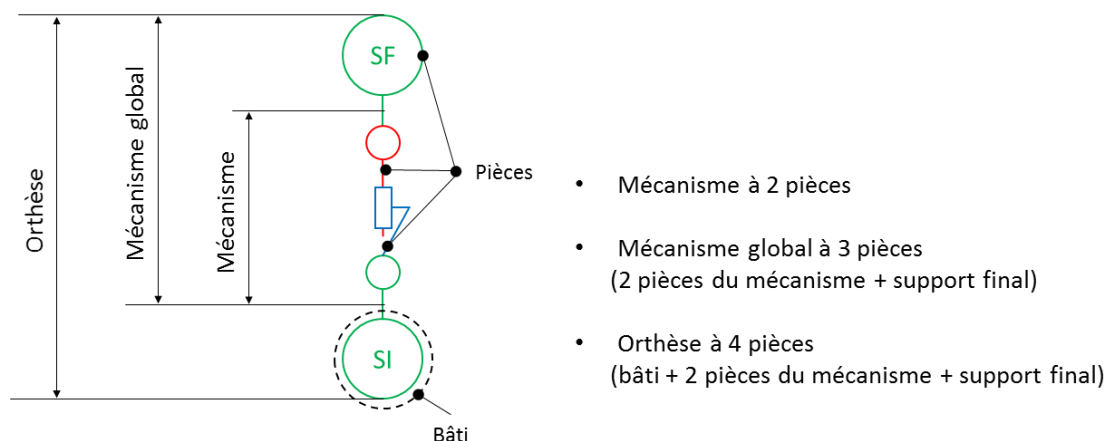


Figure 22 : Distinction entre orthèse, mécanisme global et mécanisme.

Ainsi, les OSM, déformables ou rigides (Figure 18 - A ou B), sont composées d'un seul élément qui implique plusieurs références.

En revanche, les OAM, de positionnement ou d'accompagnement (Figure 18 - C ou D), sont composées de deux ou plus éléments puisqu'elles incluent l'existence d'un mécanisme entre les supports. Pour les OAM, deux types d'analyse sont possibles, selon les déplacements admis et selon le mode d'utilisation du mécanisme (positionnement) :

- Déplacement : quelle que soit l'orthèse, de positionnement ou d'accompagnement, la fonction du mécanisme est la même. Il doit respecter la cinématique prescrite par le médecin.
- Positionnement : les OAM de positionnement permettent définir une position d'utilisation. En revanche les OAM d'accompagnement doivent définir une amplitude d'utilisation.

Une synthèse comparative de ces quatre typologies d'orthèses est présentée dans le Tableau 7.

Tableau 7 : Synthèse comparative des orthèses.

Critères	Non articulable		Articulable	
	Déformable	Rigide	Positionnement	Accompagnement
Nombre d'éléments (supports + pièces)	Un	Un	Deux ou plus	Deux ou plus
Supports et CII	Confondus	Confondus	Dissociés	Dissociés
Mécanisme	Inexistant	Inexistant	Existant	Existant
Réglage	Non	Non	Oui	Oui

Les composants d'interaction d'interface et le mécanisme vont avoir un comportement différent selon le type d'orthèse et les phases d'utilisation. Par conséquent il est nécessaire de définir les phases d'utilisation.

6 Utilisation d'une orthèse

L'utilisation d'une orthèse comprend plusieurs étapes qui doivent être intégrées et évaluées lors de la conception. De plus, ces étapes d'utilisation peuvent être structurées de façon chronologique ; elles peuvent être appelées « situations de vie » [100]–[105].

Une situation de vie définit une étape d'utilisation du dispositif. Le cycle d'utilisation de l'orthèse va être décomposé en plusieurs situations.

Parfois, la notion de situation de vie, n'est pas suffisante pour définir la complexité d'une étape. Pour cette raison, il est nécessaire de décomposer la situation de vie en plusieurs sous-étapes appelées « moments significatifs » (Figure 23). La situation de vie est alors subdivisée en plusieurs moments significatifs aussi organisés chronologiquement [105].

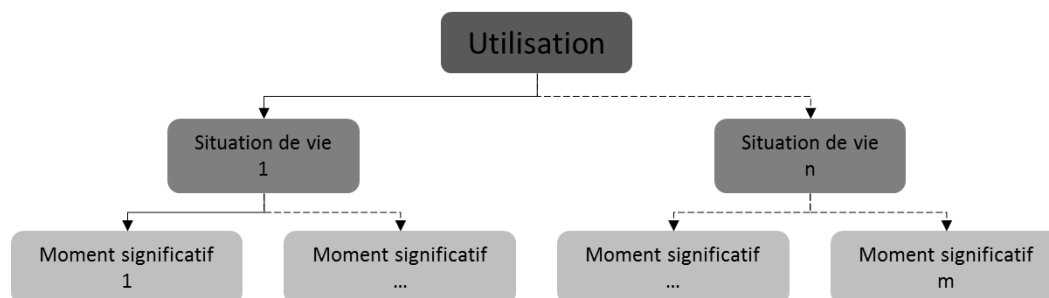


Figure 23 : Décomposition de l'utilisation d'un dispositif.

Cette décomposition nous permet de lister et d'expliquer chaque étape et chaque comportement du dispositif ainsi que de définir les interactions entre l'utilisateur et ce dispositif. Le cycle d'utilisation va être décrit dans la section suivante.

6.1 Situations de vie d'une orthèse lors de son utilisation

Indépendamment du type d'orthèse, il est donc possible de subdiviser le cycle d'utilisation et de distinguer plusieurs situations de vies à considérer dans le processus de conception d'une orthèse.

Ainsi, dans un cadre général, l'utilisation d'une orthèse se divise en cinq situations de vie (Figure 24).



Figure 24 : Division de l'utilisation d'une orthèse en situations de vie.

Connexion : correspond à l'instant où l'orthèse est mise en place et maintenue en position par rapport aux références corporelles.

Réglage : concerne la phase d'ajustement et assure la position relative entre les références nécessaire pour l'utilisation de l'orthèse. Le but de cette situation de vie varie selon le type d'orthèse prise en compte : OAM de positionnement ou OAM d'accompagnement du mouvement. Au cours de cette situation, selon le type, le mécanisme passe de mobile à une position figée ou de mobile à amplitudes contrôlées.

Usage : correspond à l'usage effectif de l'orthèse au cours de la vie quotidienne de l'ensemble patient – orthèse après réglage.

Libération : correspond à la suppression du rôle correctif de l'orthèse. A ce moment, l'orthèse est encore en connexion avec le corps mais la position définie dans la situation de réglage n'est plus maintenue. Le mécanisme de l'orthèse est libre.

Déconnexion : correspond au retrait de l'orthèse, soit à la rupture de son contact avec les références.

La Figure 24 souligne le caractère de symétrie et dépendance entre la « connexion » et la « déconnexion » d'une part, et entre le « réglage » et la « libération » d'autre part.

Bien que cette division concerne toutes les orthèses, les situations de vie « réglage », « usage » et « libération » présentent des particularités liées au type d'orthèse abordé. Pour cette raison, dans les sections suivantes, les différentes typologies d'orthèses vont être analysées selon ces situations de vie.

6.1.1 Situations de vie des orthèses sans mécanisme

Les OSM peuvent être divisées en deux groupes, déformables et rigides (Figure 18). Par contre les situations de vie considérées pour ces deux cas, sont identiques. Ce constat vient du fait que les OSM ne comportent qu'un seul élément, et donc, il n'existe pas de mécanisme pour assurer la liaison entre les supports.

Pour cette raison il n'existe ni la situation de vie « réglage », ni la situation de vie « libération ». Cette simplification conduit à une division en seulement trois situations de vie (Figure 25).



Figure 25 : Situations de vie d’une orthèse sans mécanisme.

En revanche, les OAM, intègrent un mécanisme entre les supports. Ce mécanisme rend nécessaire l’existence des situations de vie « réglage » et « libération » spécifiquement liées aux fonctions.

6.1.2 Situations de vie des orthèses avec mécanisme d’accompagnement

La situation de vie « réglage » est intimement liée à l’utilisation effective de l’orthèse. Une OAM d’accompagnement vise à sécuriser l’unité fonctionnelle. Elle remplit une fonction d’assistance au cours du mouvement : limitation d’amplitude et blocage des déplacements pathologiques selon la prescription médicale (Figure 26).

Cette fonction d’assistance a également des répercussions sur les situations de vie suivantes, notamment l’usage et la libération. Pour cette raison, l’usage effectif admet une amplitude des mouvements entre les références définie dans la situation de vie « réglage d’amplitude ».

La situation de vie « libération d’amplitude » est liée à une suppression de la limitation du mouvement définie dans la situation de vie « réglage d’amplitude ».

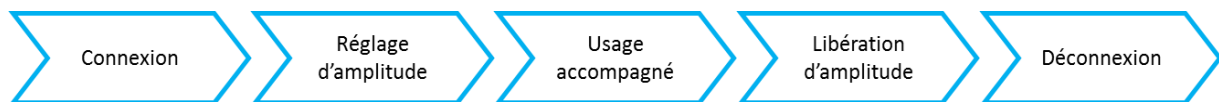


Figure 26 : Situations de vie d’une orthèse avec mécanisme d’accompagnement.

6.1.3 Situations de vie des orthèses avec mécanisme de positionnement

Dans les OAM de positionnement, la situation de vie « réglage » a un but différent du cas précédent.

Dans ce cas, la situation de vie « réglage », définit la position idéale d’utilisation de l’orthèse prescrite par le médecin. En fait le réglage d’une OAM de positionnement peut être vu comme un réglage palliatif, assurant le traitement de la pathologie (Figure 27). De plus, cette situation de vie influence les situations de vie « usage palliatif » et « libération palliative ».

La situation de vie « usage palliatif » doit respecter le positionnement prescrit par le médecin (réglage palliative). Au cours de l’usage palliatif, l’orthèse réalise le traitement.

La situation de vie « libération » est ensuite liée au déblocage, fin du rôle correctif. Dans cette situation le dispositif est en contact avec le corps.



Figure 27 : Situations de vie d’une orthèse avec mécanisme de positionnement.

En raison de la complexité de certaines situations de vie, une description plus détaillée introduisant des moments significatifs au cours de chaque situation de vie est nécessaire. La notion de moments significatifs sera précisée en prenant en compte les graphes de liaisons d'une chaîne cinématique pour une OAM de positionnement.

6.2 Orthèses avec mécanisme de positionnement

Dans cette section les situations de vie et les moments significatifs associés aux OAM de positionnement sont décrits.

D'abord, comme introduite dans la section 1.1 du chapitre 1, une analogie peut être faite entre le corps humain et un système mécanique, spécialement au niveau du système musculo-squelettique.

Les hypothèses de la théorie des mécanismes (section 5.1 de ce chapitre) considérant des pièces indéformables et des liaisons parfaites et bilatérales sont aussi prises en compte.

Les os sont considérés comme des pièces d'un mécanisme (rigides et indéformables) et les articulations entre les os, mobilisées par des muscles et des ligaments, forment les liaisons mécaniques. Ainsi, en prenant en compte uniquement la partie « corps » nous sommes en présence d'une chaîne ouverte.

De plus, comme les références sont les parties du corps qui servent de zones d'ancrages à l'orthèse (définition complète dans la section 5.2 de ce chapitre), les os de la partie du squelette concernée (PSC) sont les pièces qui existent entre les références et les articulations sont les liaisons entre les différentes pièces comme le précise la Figure 28.

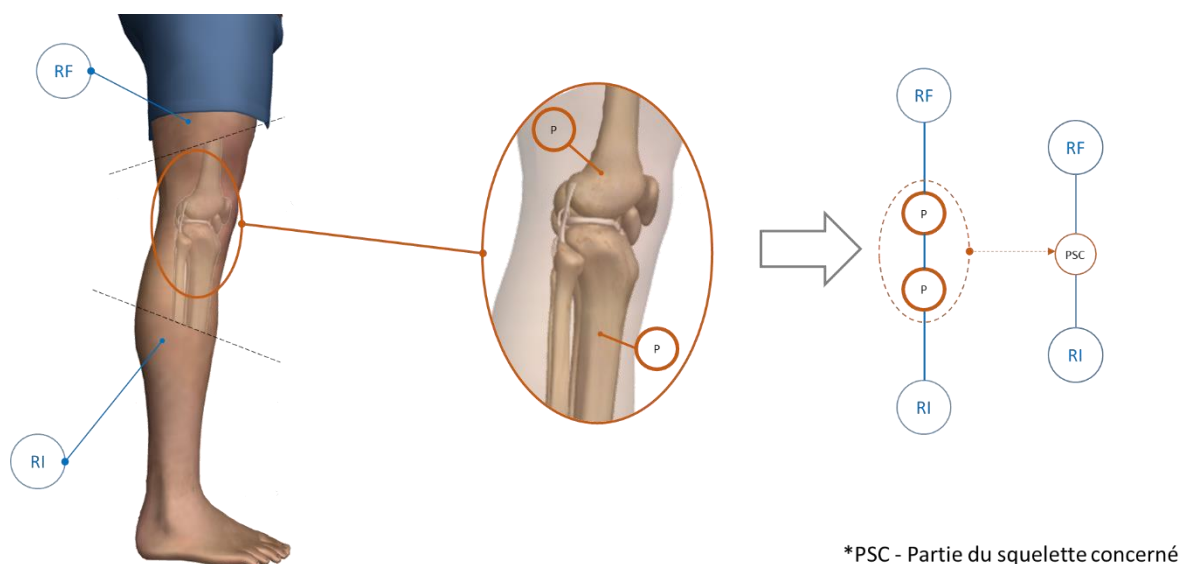


Figure 28 : Analogie du corps avec un mécanisme au sens de la théorie des mécanismes.

De plus, la partie du squelette concernée (PSC) varie selon les dimensions des supports de l'orthèse en contact avec les références. Ces dimensions sont déterminées pour maîtriser les degrés de liberté entre les supports et les références. L'objectif est d'augmenter l'étendue des surfaces de contact de sorte à tendre vers une liaison complète (ou de type encastrement) (Figure 29).

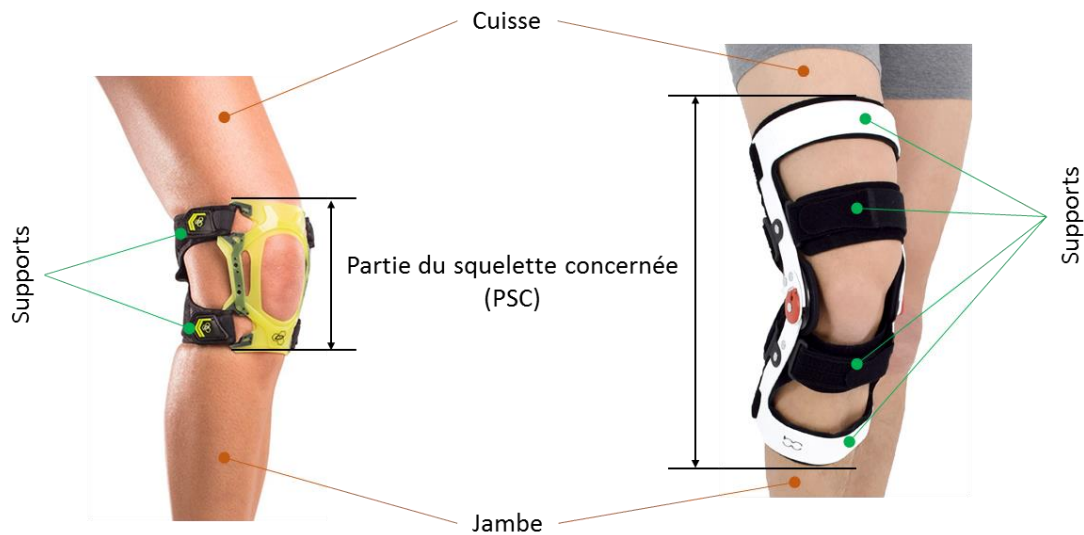


Figure 29 : Parties du squelette concernées pour deux types d'orthèses du genou.

Cette analogie corps humain – mécanisme (Figure 28) est considérée pour la description des moments significatifs en exploitant les graphes des liaisons et définir le type de chaîne (ouverte ou fermée) pendant chaque situation de vie.

6.2.1 Etat initial

L'état initial correspond au moment où le corps et le dispositif sont complètement séparés ; la partie du squelette concernée et le mécanisme sont mobiles l'un par rapport à l'autre. Les composants d'interaction d'interface n'ont alors pas de rôle (Figure 30).

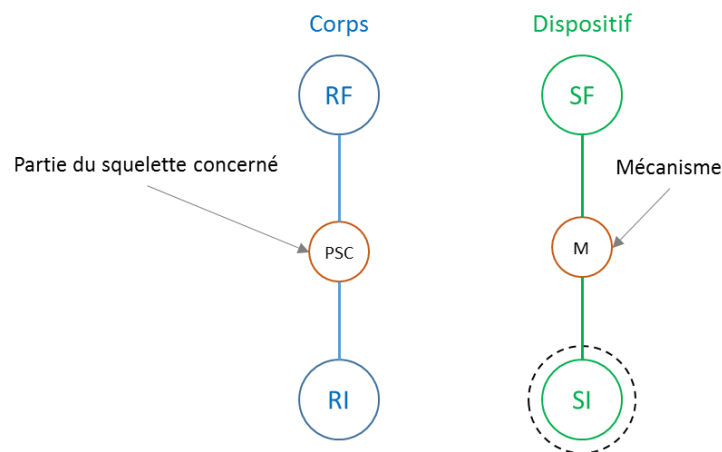


Figure 30 : Etat initial – corps et orthèse séparées.

A l'état initial, corps et orthèse forment deux chaînes cinématiques ouvertes et indépendantes.

6.2.2 Situation de vie « connexion »

Cette situation de vie réalise la connexion entre l'orthèse (supports) et les références (segments du corps). Dans cette étude, il est considéré que les références sont placées dans la position de traitement, prescrite par le médecin.

Comme la partie du squelette concernée entre les références vise à maintenir la position de traitement, les muscles et les ligaments vont bloquer tous les déplacements et par conséquent, la PSC est considérée comme non mobile. Le corps est alors sous tension et est donc représenté par le trait plus épais (Figure 31).

Pendant cette situation de vie l'orthèse doit s'adapter aux positions des références. Le mécanisme doit donc s'adapter et posséder les degrés de liberté permettant au support final de se mettre en contact avec la référence finale. Le mécanisme est alors mobile, représenté par le trait fin (Figure 31).

Au départ de la situation de vie « connexion », le corps et l'orthèse forment deux chaînes cinématiques ouvertes et indépendantes (Figure 31). De plus, pendant cette situation de vie, le bâti de la chaîne cinématique (côté dispositif) est défini. Le support initial est considéré comme le bâti.

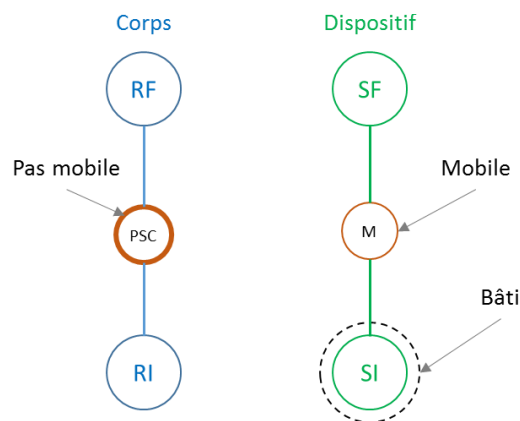


Figure 31 : Situation de départ de la connexion.

Cette situation de vie peut être divisée en plusieurs moments significatifs qui décrivent de façon séquentielle le mode de connexion de l'orthèse au corps.

- **Moment significatif 1 :** connexion à la référence initiale

Le support initial est mis en contact avec la référence initiale. Est considéré comme support initial (SI), le support de l'orthèse qui est le premier mis en contact avec la référence initiale (RI).

Dès que SI et RI sont en contact, les composants d'interaction d'interface assurent une liaison complète et par conséquent, support et référence ne forment qu'une seule pièce. Pour cette raison, le bâti, devient l'ensemble support initial et référence initiale (Figure 32 - A).

Au cours de ce moment significatif, la chaîne cinématique de l'ensemble corps – orthèse est une chaîne ouverte.

- **Moment significatif 2 :** déplacement du support final

Ce moment correspond au déplacement du support final (SF) jusqu'à sa mise en position sur la référence finale (RF). Le mécanisme entre le support initial et le support final doit posséder des degrés de liberté de façon à permettre ce déplacement (Figure 32 - B).

Au cours de ce moment significatif, la chaîne cinématique est également une chaîne ouverte.

- **Moment significatif 3 :** connexion à la référence finale

Le dernier moment significatif permet la réalisation de la connexion entre le support final (SF) et la référence finale (RF). Les composants d'interaction d'interface participent à la réalisation de la liaison

complète entre SF et RF. La chaîne cinématique est fermée ; le support final et la référence finale ne forment alors qu'une seule pièce.

A la fin de ce moment l'orthèse et le corps sont en contact/liaison par l'intermédiaire des composants d'interaction d'interface (Figure 32 - C).

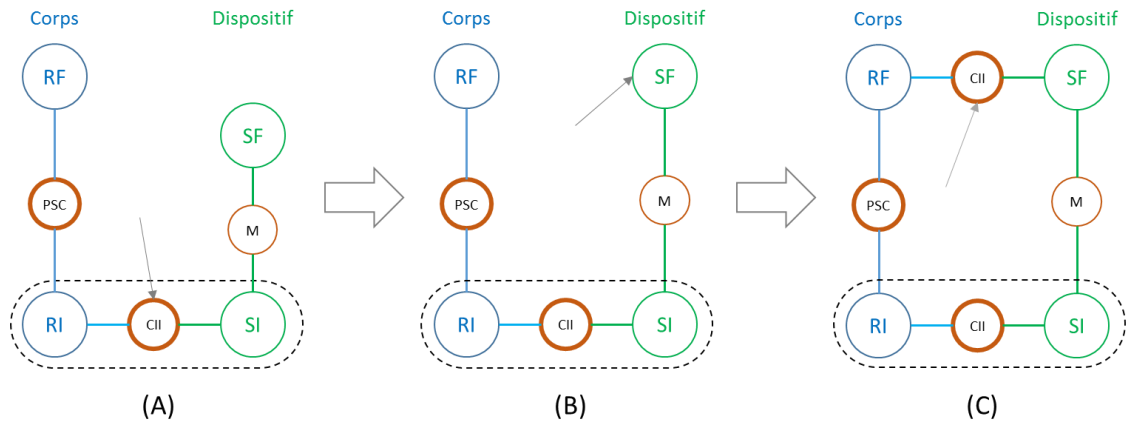


Figure 32 : Situation de vie de connexion (A : moment significatif 1 ; B : moment significatif 2 ; C : moment significatif 3).

6.2.3 Situation de vie « réglage palliatif »

Au cours de cette situation de vie, la chaîne cinématique composée par l'ensemble corps – dispositif est fermée. Cette situation assure la mise en position fine correspondant à la prescription médicale. Elle comprend deux moments significatifs :

- **Moment significatif 1** : réglage fin

Ce moment concerne la réalisation d'un réglage fin en utilisant le mécanisme de façon à amener et maintenir le support final dans la position de correction prescrite. A la fin de ce moment le mécanisme est bloqué (Figure 33 - A).

- **Moment significatif 2** : détente

Dès que l'orthèse est dans la position voulue, définie au cours du moment précédent, le corps se relaxe et s'adapte à l'orthèse. L'orthèse devient alors la référence pour les segments du corps concernés.

Ainsi, ce moment conduit à la modification de la tension des muscles en permettant une relaxation dans la position prescrite. La PSC entre les références devient non rigide (Figure 33 - B).

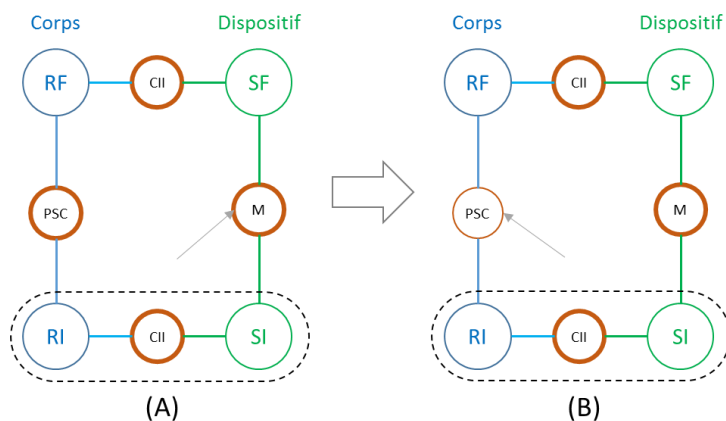


Figure 33 : Situation de vie de réglage palliatif (A : moment significatif 1 ; B : moment significatif 2).

Dans cette situation il y a une notion supplémentaire en termes de conception : l'amplitude du déplacement. Cette amplitude définit la distance, ou l'angle imposé, entre les références ; elle est liée à la prescription médicale.

6.2.4 Situation de vie « usage palliatif »

Cette situation correspond à la phase d'usage effectif de l'orthèse en conformité avec le traitement prescrit. La chaîne cinématique est fermée. Le mécanisme entre les supports est alors bloqué (cf. moment significatif 2 de la situation réglage palliatif) (Figure 34) et la partie du squelette concernée, entre les références, peut se déformer, donc la position de RF par rapport à RI reste mobile.

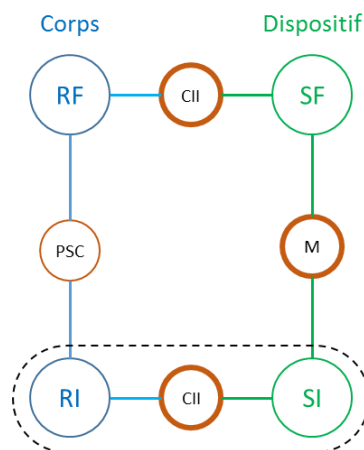


Figure 34 : Situation de vie usage palliatif.

Parce que la chaîne cinématique est fermée (Figure 34), la cinématique côté dispositif (SI – M – SF) est, hors déformabilité, identique à la cinématique côté corps (RI – PSC – RF) [96].

Par suite, le mécanisme (M) étant bloqué, la chaîne cinématique côté dispositif (SI – M – SF) présente un torseur cinématique nul.

Parallèlement, le maintien de la position relative entre les références (RI et RF) résulte de contractions des faisceaux musculaires de la partie du corps concernée.

La relaxation de ces faisceaux, à partir du moment significatif 2 de la situation de vie « réglage palliatif », entraîne des déformations des tissus constitutifs des références (tissu cutané et musculaire voisin) lors de l'utilisation de l'orthèse. Ces déformations autorisent des déplacements relatifs, limités, des éléments du squelette.

6.2.5 Situation de vie « libération palliative »

La libération palliative correspond à la suppression de la contrainte exercée par le réglage. L'utilisateur débloque le mécanisme qui, par conséquent, abandonne la position de correction et redevient mobile (Figure 35). Les composants d'interaction d'interface (entre RI – SI et RF – SF) demeurent au contact du corps.

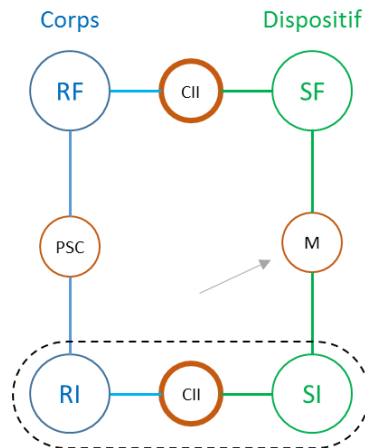


Figure 35 : Situation de vie de libération palliative.

Pendant cette situation de vie, l'ensemble corps – dispositif est encore modélisable par une chaîne cinématique fermée. Par contre, le dispositif ne soutient plus le corps.

6.2.6 Situation de vie de déconnexion

Cette dernière situation de vie correspond à la rupture du contact entre les références et les supports (RI - SI et RF - SF), c'est-à-dire, au retrait du contact des composants d'interaction d'interface.

Le corps et le dispositif sont alors complètement séparés et les deux chaînes cinématiques sont ouvertes et indépendantes. Cette situation inclue deux moments significatifs :

- **Moment significatif 1 :** déconnexion de la référence finale

Ce moment concerne la rupture du contact entre la référence finale (RF) et le support final (SF). Ainsi, la liaison RF-SF est supprimée et la chaîne cinématique devient ouverte (Figure 36 - A).

- **Moment significatif 2 :** déconnexion de la référence initiale

Le second moment correspond à la rupture du contact entre la référence initiale (RI) et le support initial (SI). A la fin de ce moment le corps et le dispositif sont complètement séparés (Figure 36 - B).

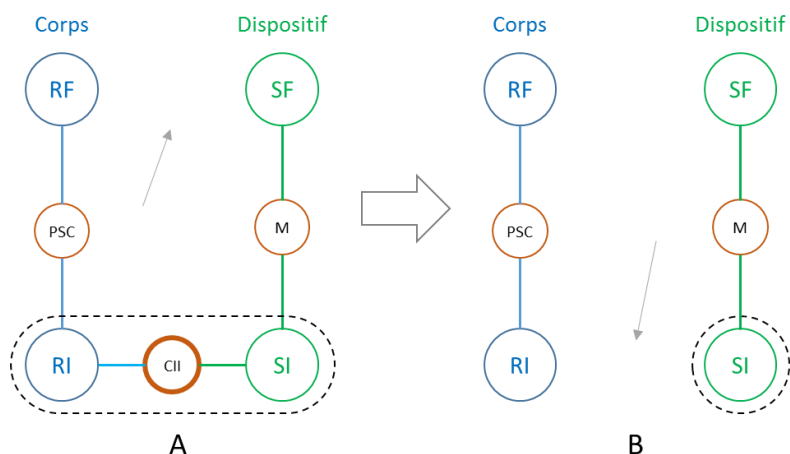


Figure 36 : Situation de vie de déconnexion (A : moment significatif 1 ; B : moment significatif 2).

Dans la section suivante, la description des situations de vie et moments significatifs est appliquée au cas du corset de traitement de la camptocormie, orthèse avec mécanisme de positionnement.

7 Corset DTPA – Orthèse spécifique de positionnement

Le corset de distraction thoraco-pelvienne antérieure – DTPA, est un exemple typique d'OAM de positionnement. Ainsi, au cours de cette section, la description des éléments de l'orthèse, des situations de vie et moments significatifs est appliquée au DTPA.

7.1 Description du corset DTPA

Le corset DTPA est une orthèse conçue pour le traitement de la camptocormie. Il est composé de deux anneaux, l'un thoracique et l'autre pelvien. Ces deux anneaux sont en liaison postérieure par une mousse de polyéthylène et en liaison antérieure par l'intermédiaire d'un mât réglable en polycarbonate.

En prenant en compte les définitions introduites à la section 4.2 de ce chapitre (Figure 20), ces deux anneaux constituent les supports, la mousse correspond aux composants d'interaction d'interface et le mât de distraction correspond au mécanisme (Figure 37).

L'anneau inférieur ou support initial prend appui sur le pelvis et de la même façon l'anneau supérieur ou support final prend appui sur le thorax par l'intermédiaire de la mousse de polyéthylène et du système de fermeture en velcro.

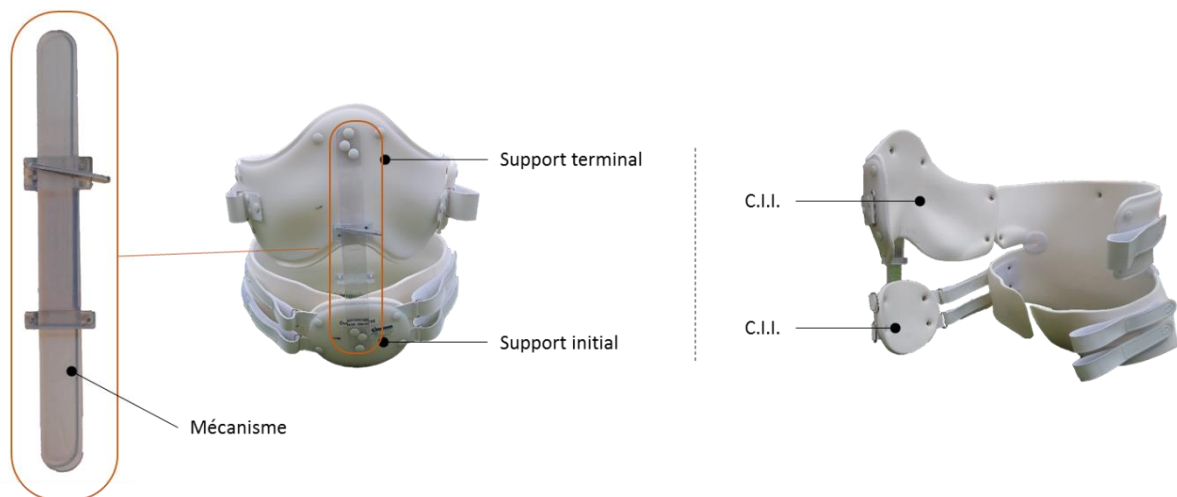


Figure 37 : Composants du corset DTPA.

Le mécanisme (ici, mât réglable) est composé de deux pièces, la tige ou coulisseau et la glissière liées entre elles par une liaison de type glissière. De plus, chaque pièce est liée complètement à son support respectif par l'intermédiaire de trois rivets. Les composants d'interaction sont donc d'une part, la liaison glissière et, d'autre part, les rivets.

7.2 Situations de vie et moments significatifs du corset DTPA

Comme défini précédemment, l'utilisation du corset DTPA, peut être subdivisée en plusieurs situations de vie et moments significatifs. Cette subdivision permet d'appréhender les rôles du mécanisme et des composants d'interaction interface ainsi que leurs interactions avec l'utilisateur. Ces interactions doivent être intégrées dès la conception du corset.

La description des situations de vie et moments significatifs du corset DTPA est détaillée au cours des sections suivantes.

7.2.1 Situation de vie « connexion »

En situation initiale les références pelvis et thorax sont placées dans la position de correction prescrite par le médecin. C'est-à-dire que la partie du squelette concernée (PSC), représentée par la colonne vertébrale, est considérée non mobile. Les deux références, pelvis et thorax, sont mises dans la position prescrite ou une position voisine.

Au cours de cette situation, le support pelvien (support initial - SI) et le support thoracique (support final - SF) sont mis en contact avec les références corporelles, pelvis et thorax.

Le premier moment significatif concerne la mise et le maintien en position du support pelvien (SI) sur le pelvis (RI) (Figure 38 - A). Le maintien en position exploite une fermeture type velcro. L'ensemble corps – corset constitue une chaîne cinématique ouverte (Figure 38 - A).

Le deuxième moment concerne le déplacement du mécanisme (mât de longueur variable) pour permettre d'amener le support thoracique (SF) en position sur le thorax (RF). Pour cela, la longueur du mécanisme est ajustée (Figure 38 - B). L'ensemble corps – corset constitue une chaîne cinématique ouverte.

Le troisième moment concerne le maintien en position du support thoracique (SF) sur le thorax (RF). Cette fonction est assurée par un système velcro qui permet la fermeture de l'anneau supérieur (Figure 38 - C). La chaîne cinématique devient à ce moment fermée.

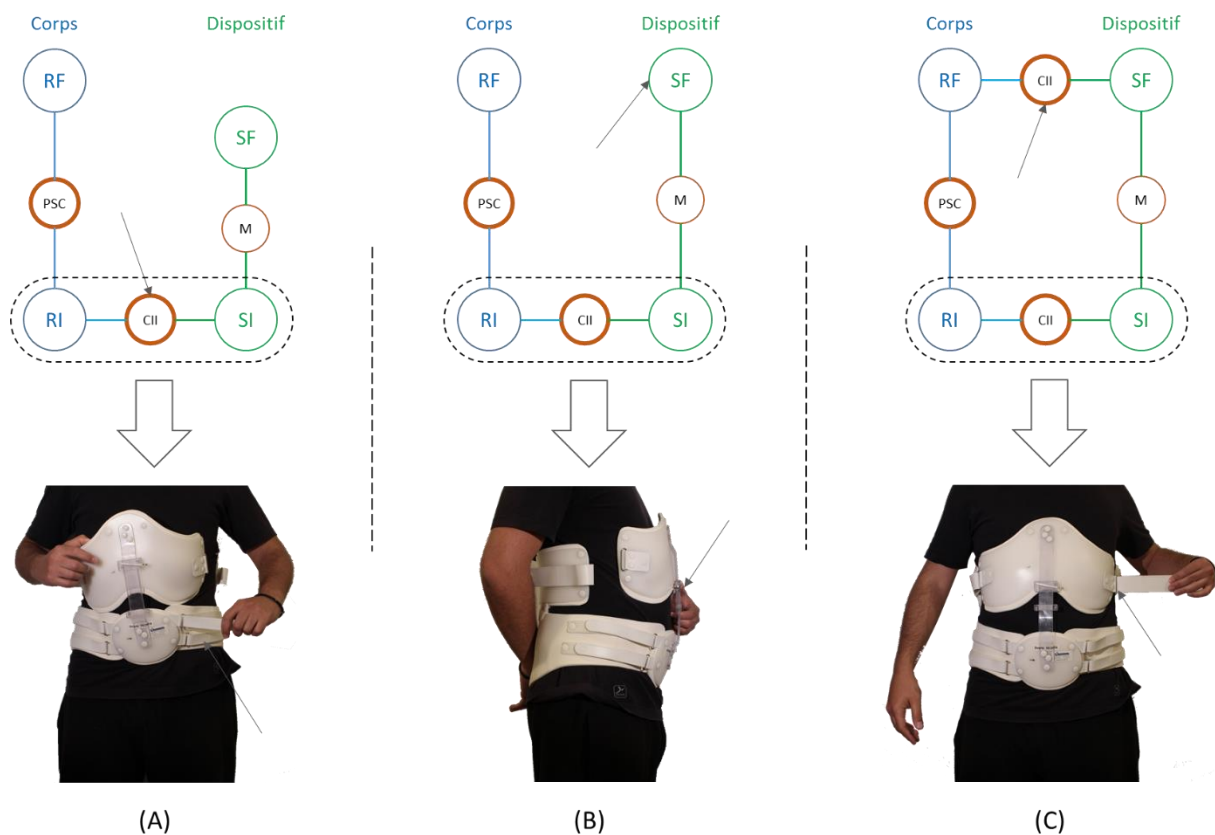


Figure 38 : Situation de vie de connexion dans le corset DTPA (A : moment significatif 1 ; B : moment significatif 2 ; C : moment significatif 3).

7.2.2 Situation de vie « réglage palliatif »

Dans la deuxième situation de vie, l'utilisateur doit régler la longueur du mécanisme (mât de distraction) jusqu'à la position idéale d'utilisation prescrite par le médecin (Figure 39 - A).

Ainsi, en utilisant la distraction du mât, le patient déplace le support thoracique jusqu'à la position fixe d'utilisation dans laquelle le mécanisme va être bloqué (Figure 39 - A).

Après ce réglage, par la détente de la partie du squelette concernée (PSC), les références corporelles s'adaptent aux supports de l'orthèse. A ce moment l'orthèse joue son rôle de soutien du corps (Figure 39 - B). Ces deux moments sont représentés par une configuration cinématique en chaîne fermée.

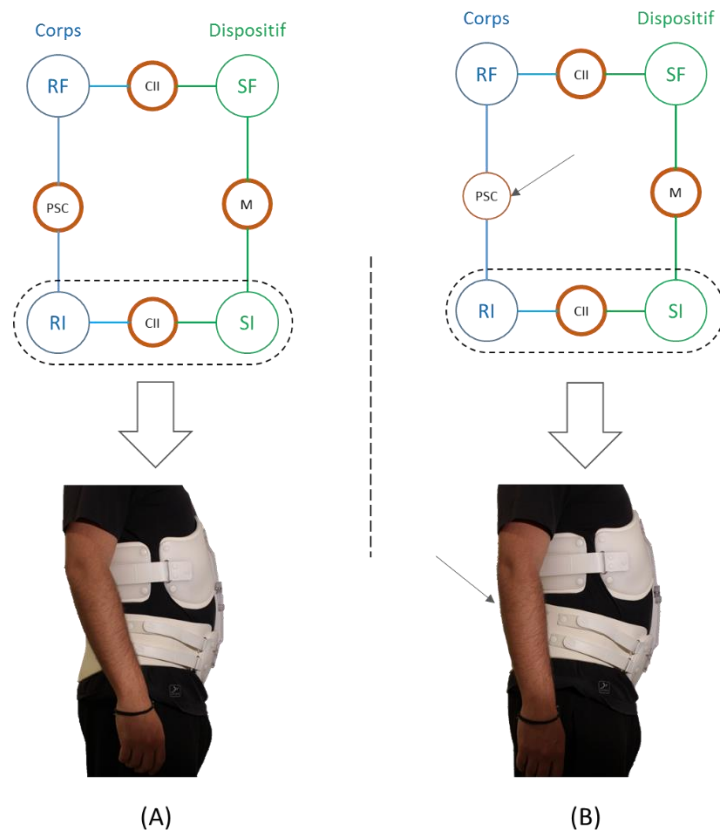


Figure 39 : Situation de vie de réglage (A : moment significatif 1 ; B : moment significatif 2).

7.2.3 Situation de vie « usage palliatif »

Dans cette situation, « usage palliatif », le patient utilise effectivement le corset en position de prescription : le mécanisme est bloqué et les supports soutiennent les références au cours des activités (Figure 40). L'ensemble corps – corset est représenté par une chaîne cinématique fermée.

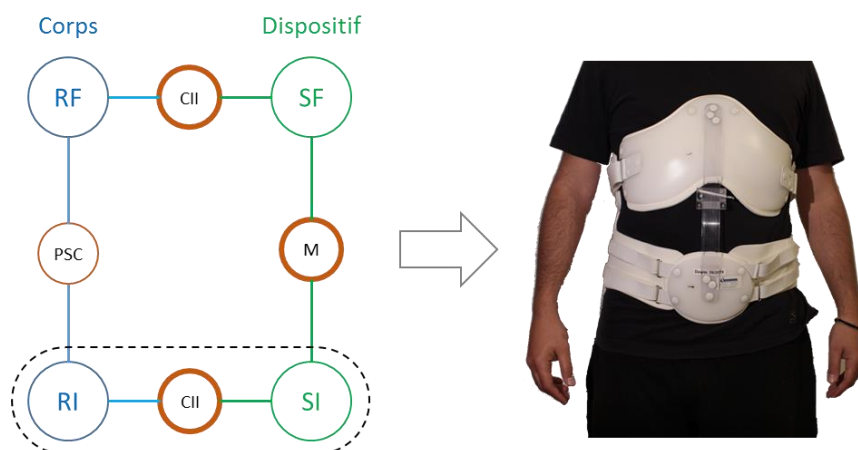


Figure 40 : Situation de vie d'usage palliatif.

7.2.4 Situation de vie « libération palliative »

Au cours de la quatrième situation de vie, l'utilisateur débloquent le mécanisme. Ainsi, dans le cas du corset DTPA, le mât est déverrouillé.

L'utilisateur retrouve progressivement sa posture camptocormique, c'est-à-dire, une flexion du tronc vers l'avant (cf. section 3 - chapitre 1). L'orthèse ne soutient plus les références corporelles en position de correction (Figure 41).

A la fin de cette situation de vie, l'ensemble corps – corset est encore représenté par une chaîne cinématique fermée.

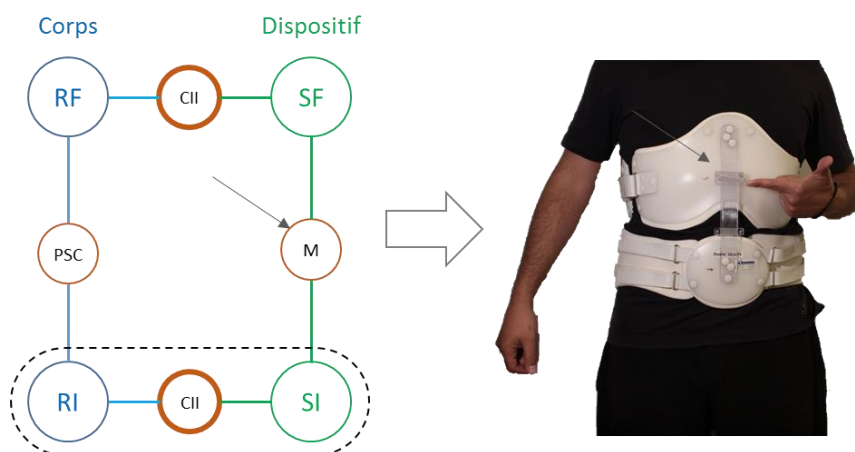


Figure 41 : Situation de vie de la libération – un moment significatif.

7.2.5 Situation de vie « déconnexion »

Au cours de cette situation, « déconnexion », l'utilisateur retire le corset. Les contacts avec le corps sont supprimés ; le corset et le corps du patient deviennent alors séparés.

A la fin de cette situation, le corps d'une part et le corset d'autre part constituent deux chaînes cinématiques ouvertes et indépendantes (Figure 42).

Au cours d'un premier moment significatif, le support thoracique est déconnecté du thorax (support final et référence finale respectivement) par l'ouverture du système de fermeture du corset (système à velcro). Du point de vue mécanique, ce moment se traduit par le retrait du composant d'interaction d'interface entre RF et SF et donc par l'ouverture de la chaîne cinématique (Figure 42 - A)

Dans un deuxième moment le support pelvien et le pelvis sont séparés (support initial et référence initiale respectivement) par l'ouverture du système de fermeture à velcro. Du point de vue mécanique, ce moment se traduit par le retrait du composant d'interaction d'interface entre RI et SI et donc, l'obtention de deux chaînes cinématiques indépendantes et ouvertes (Figure 42 - B). Le corps et le corset sont séparés.

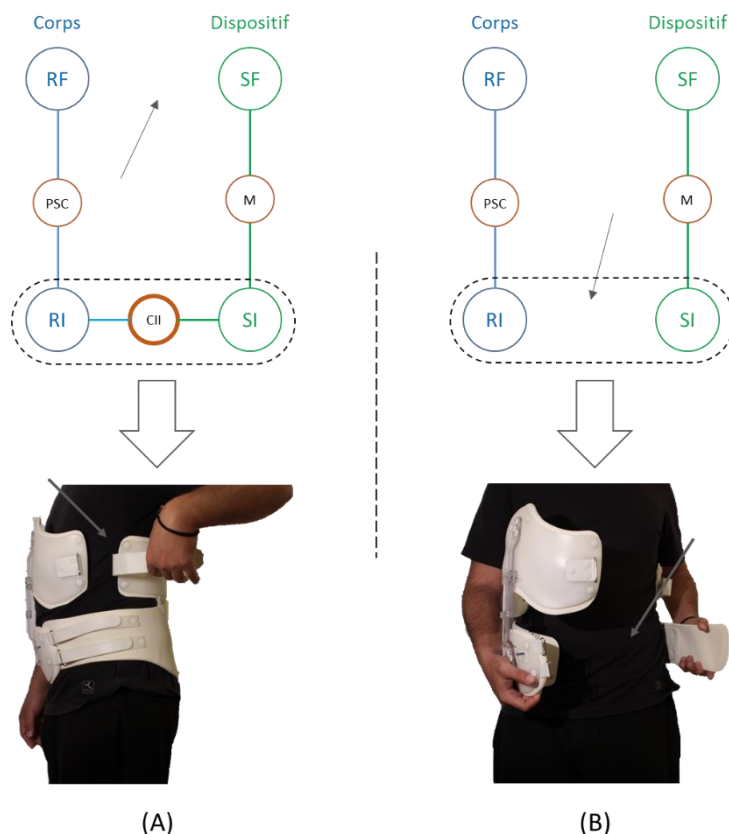


Figure 42 : Situations de vie de déconnexion – deux moments significatifs.

Ainsi, par le détail des situations de vie et des moments significatifs il a été possible d'observer les comportements et l'influence des composants ainsi que les passages de chaînes ouvertes à chaînes fermées et inversement.

Cette analyse permet au cours du chapitre 4 de développer une méthode de conception pour dégager des concepts d'orthèses en adéquation avec les besoins.

Conclusions du chapitre

Ce chapitre a présenté la classification des dispositifs médicaux. Il a pointé ainsi les similitudes et les différences entre les orthèses et les prothèses. Il a été possible de conclure que les prothèses remplacent directement et localement l'articulation. En revanche, les orthèses agissent sur les muscles et les ligaments et assurent une fonction globale de soutien de l'articulation.

En raison des contraintes biomécaniques associées aux orthèses et dictées par la pathologie de chaque patient, la structuration des informations pendant le processus de conception est nécessaire. Cette structuration a débuté par une classification des orthèses selon des critères fonctionnels ou de conception. Il a été proposé dans ce chapitre, une classification selon l'existence et la fonction assurée par le mécanisme qui dégage quatre types d'orthèses : orthèses sans mécanisme (OSM), déformables ou rigides ; et orthèses avec mécanisme (OAM), de positionnement ou d'accompagnement.

Les constituants des OAM (supports, composants d'interaction d'interface et mécanisme) assurent des fonctions complémentaires, différentes et induisent des processus de conception spécifiques.

Alors que le processus de conception du mécanisme d'une OAM repose sur la réalisation technique d'une chaîne cinématique qui permet la réalisation d'un mouvement, le processus de conception des supports est fondé essentiellement sur le développement d'une géométrie adaptée à la morphologie.

Sur cette base, une méthode de conception des mécanismes est développée au cours du chapitre 4. Pour ce développement, il est apparu nécessaire de décomposer le cycle d'utilisation des orthèses en situations de vie et moments significatifs. L'objectif de cette division est de différencier les fonctions des composants d'interaction et du mécanisme au cours des différentes situations de vie. Cinq situations ont été considérées : connexion, réglage, utilisation effective, libération et déconnexion.

Parmi ces cinq situations, les situations de « connexion », de « réglage » et « d'utilisation » sont déterminantes pour la satisfaction des besoins du patient. La situation de « connexion » correspond à la phase où l'orthèse est placée en contact avec le corps. Dans cette phase, la réalisation des liaisons complètes entre les références et les supports peut être customisée par la géométrie ou le dimensionnement des surfaces. Au cours de la situation de vie « réglage », la cinématique du mécanisme de l'OAM doit offrir la possibilité de mise en position et de blocage dans la position prescrite. La situation de vie « utilisation » correspond à l'utilisation effective ; l'orthèse assure une fonction de soutien du corps.

Une approche mécanique des chaînes cinématiques au cours de ces situations de vie permet de décrire, côté corps, les déplacements relatifs au sein de la partie du squelette concerné (PSC) mais aussi au sein du mécanisme (M). L'intérêt de cette approche réside dans la possibilité d'intégrer la cinématique des deux chaînes à différents moments et de calculer le degré d'hyperstatisme, la mobilité utile et interne de l'ensemble corps-orthèse. Le degré d'hyperstatisme aura une influence notamment au niveau de l'inconfort ressenti par l'utilisateur. Cet aspect sera repris plus tard au cours de cette thèse.

Par hypothèse, le patient est capable, par des contractions de faisceaux musculaires, d'adopter la position prescrite. Les références corporelles vont alors être proches de la position de correction pendant la situation de connexion. Par la détente musculaire le corps s'adapte ensuite à l'orthèse.

Ces remarques ont une incidence sur le processus de conception d'une orthèse : le mécanisme doit assurer le positionnement relatif correct des supports pour maintenir le corps dans une configuration

favorable au traitement. Pour assurer l'efficacité du dispositif, la démarche proposée est centrée sur l'utilisateur.

Un protocole spécifique de caractérisation biomécanique du patient est élaboré. Il établit un ensemble de données, qui sont les bases pour la constitution du cahier des charges fonctionnel pour la conception d'une nouvelle orthèse. Un protocole de caractérisation spécifique sera construit pour structurer des données relatives à des patients camptocormiques dans le chapitre 3.

Chapitre III

La camptocormie et le corset DTPA



Résumé du chapitre

Ce chapitre aborde les évaluations biomécaniques en général et la caractérisation biomécanique du patient camptocormique en particulier.

L'objectif de ce chapitre est double. Dans un premier moment, l'étude valide l'utilisation d'un corset pour le traitement de la camptocormie. Dans un second moment, l'étude recueille des informations utiles au concepteur pour le développement d'un corset plus adapté et plus efficace dans le traitement de la camptocormie.

Pour cette raison, plusieurs tests expérimentaux sont réalisés : analyse posturale, analyse des contractions musculaires et analyse des morphologies.

Organisation du chapitre

Elaboration d'un protocole de caractérisation biomécanique du patient camptocormique

- Elaboration d'un protocole de caractérisation biomécanique du patient camptocormique

Définition de l'échantillon

- Définition de l'échantillon

Protocole

- Préparation cinématique du patient
- Préparation électromyographique du patient
- Traitements des données

Analyse des modifications posturales statiques

- Description des tests d'évolution postural en statique
- Résultats de l'analyse cinématique en positions statiques
- Discussion des résultats de l'analyse cinématique en positions statiques

Analyse des modifications posturales induites par la marche

- Description des tests d'évolution posturale lors de la marche
- Résultats de l'analyse cinématique lors de la marche
- Discussion des résultats de l'analyse cinématique lors de la marche

Analyse des activités musculaires

- Description des tests d'activités musculaire
- Résultats des tests d'activités musculaire
- Discussion des résultats de tests d'activités musculaire

Analyse des tests de force d'effondrement du tronc

- Description des tests de force d'effondrement du tronc
- Résultats des tests de force d'effondrement du tronc
- Discussion des tests de force d'effondrement du tronc

Analyse des tests de variations morphologiques du tronc

- Description des tests de variations morphologiques du tronc
- Résultats des tests de variations morphologiques du tronc
- Discussion des tests de variations morphologiques du tronc

1 Elaboration d'un protocole de caractérisation biomécanique du patient camptocormique

Le processus de conception d'une orthèse doit s'appuyer sur des informations pertinentes comme des informations biomécaniques, nosologique et psychologiques du patient et de sa maladie. Pour cette raison, la création et utilisation d'un protocole expérimental pendant le processus de caractérisation d'une pathologie est nécessaire. Ce protocole permettra la collecte des informations biomécaniques de façon structurée et reproductible de façon à les utiliser pendant le processus de conception d'une orthèse.

Nous avons alors essayé de définir une population homogène de patients camptocormiques pour recueillir les informations relatives aux attentes des patients en prenant en compte leurs reproches sur les orthèses proposées. Nous avons analysé les modifications de l'équilibre rachidien sagittal induites par les postures prolongées debout et pendant la marche. Nous avons enregistré les modifications de comportements musculaires induits par le port de l'orthèse au cours de la posture debout prolongée et de la marche. Enfin nous avons enregistré les contraintes auxquelles est soumise l'orthèse notamment pendant la phase debout statique, et mesuré les variations morphologiques du tronc induites par les différentes postures adoptées au cours de la vie quotidienne du patient.

Nous présenterons, dans un premier temps, la sélection de notre échantillon, puis le protocole global d'analyse, en précisant les outils utilisés dans la plateforme d'analyse du mouvement de l'Université de Bordeaux ainsi que les caractéristiques techniques de traitement des données.

Dans un second temps nous présenterons successivement les tests expérimentaux, leurs résultats ainsi que leurs discussions, les variations posturales, les modifications stabilométriques, les modifications d'activité musculaire induites par le port du corset, les modifications de contraintes et les variations morphologiques au cours des différentes épreuves expérimentales.

2 Définition de l'échantillon

Pendant la conception détaillée d'un produit médical comme une orthèse, il est nécessaire d'assurer un suivi d'un premier prototype fonctionnel de façon à assurer l'évolution de ce prototype vers un produit final plus adapté et efficace selon les besoins des patients.

En raison des différentes origines possibles de la camptocormie, des confusions auraient pu être induites par un recrutement trop large ; pour limiter ce risque, nous avons uniquement inclus des patients camptocormiques idiopathiques (camptocormiques purs).

De façon à pouvoir considérer uniquement cette tranche de patients, des questionnaires médicaux et des radiographiques ont été réalisées au moment des premières consultations par l'équipe médicale [27]. Cette phase de tri a permis d'exclure les patients avec d'autres maladies associées comme par exemple, la maladie de Parkinson ou qui présentent une camptocormie latérale associée.

Ainsi, l'échantillon utilisé dans cette étude était composé par vingt patients avec une camptocormie idiopathique (14 femmes et 6 hommes) âgés entre les 68-86 ans (âge moyen 77 ± 9), pesant entre 50-118 (70 ± 11) kilogrammes et mesurant entre 148-187 (165 ± 10) centimètres respectivement.

Tous les sujets avaient jambe droite dominante avec un index de masse corporelle (IMC) calculé selon la relation suivante entre $20\text{-}32 \text{ kg.m}^{-2}$.

$$IMC = \frac{\text{masse (kg)}}{\text{taille}^2(\text{m})} \quad (\text{Eq. 4})$$

Basé sur l'interprétation de l'index de masse corporelle de l'organisation mondiale de la santé (<http://www.who.int/fr/>) il est observé que l'échantillon se situe entre les sujets de corpulence normale et d'obésité modérée (IMC=24±5).

3 Protocole

Le protocole conçu est composé par cinq étapes structurées chronologiquement avec des intervalles appropriés pour réduire l'influence de la fatigue accumulée entre chaque test (Figure 43).

Le protocole commence par la réalisation de plusieurs questionnaires, posés au patient de façon à évaluer des critères liés au confort et notamment les composants de l'orthèse. Les questionnaires liés au confort permettent au patient d'exprimer son sentiment par rapport au confort local au niveau des références, pendant l'utilisation de son propre corset DTPA (voir annexes III et IV).

Les questionnaires d'évaluation des composants ont été conçus avec l'objectif d'évaluer chaque composant de l'orthèse (supports, composants d'interaction d'interface et mécanisme).

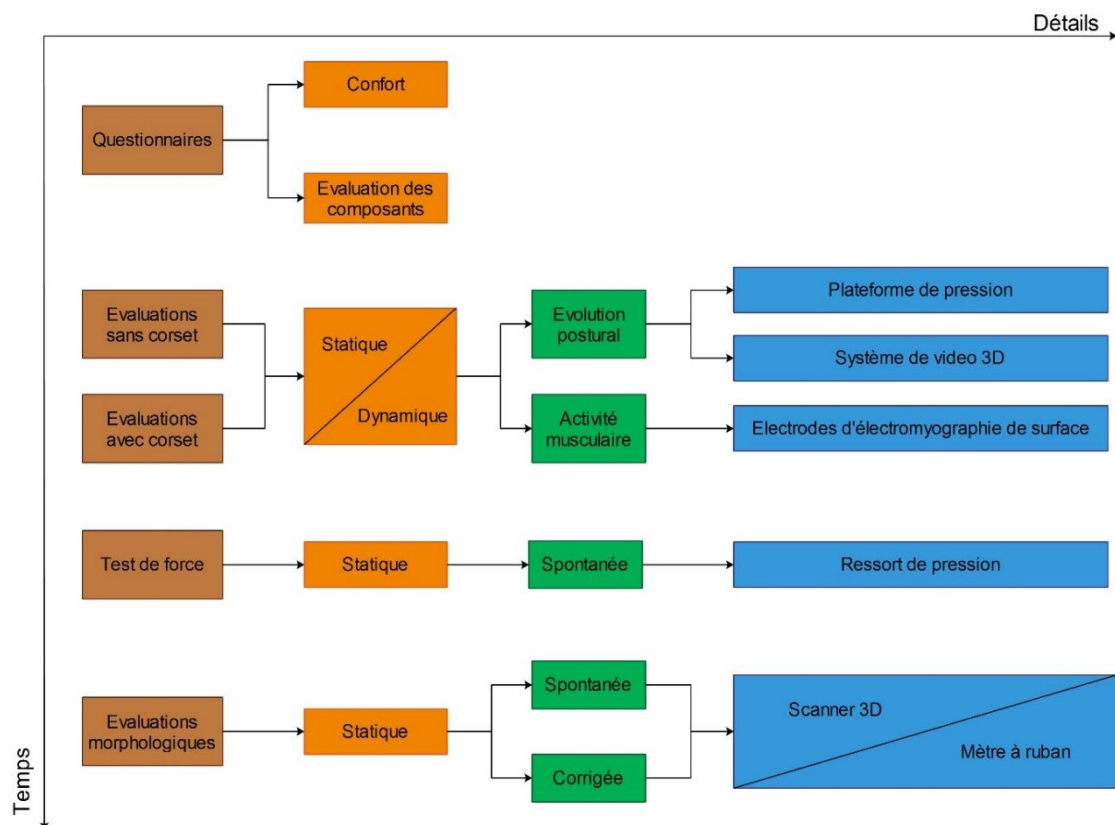


Figure 43 : Protocole expérimental d'évaluation de la performance du corset DTPA.

Suite aux questionnaires préliminaires, les évaluations biomécaniques, sans et avec corset, ont été réalisées. Dans ces phases les patients étaient équipés de façon à permettre l'acquisition des informations liées à la posture et à l'activité musculaire à trois moments distincts : en positions debout statique, spontanée et corrigée ; et pendant une épreuve de marche.

Ensuite, un test de force, avec un ressort de pression, a été réalisé de façon à évaluer la force d'effondrement maximale du tronc du patient camptocormique. De plus, les variations morphologiques du corps du patient ont été mesurées de façon à prévoir des pistes de conception sur les supports de l'orthèse.

Tous les tests ont été réalisés au même moment de la journée pour tous les patients. La prise de mesures a été réalisée à partir de 9h30 AM pour tous les patients de façon à réduire l'influence de la fatigue due aux routines quotidiennes.

De cette façon, il a été garanti que les niveaux de fatigue musculaire des patients étaient similaires et n'influençaient pas les résultats des tests expérimentaux.

3.1 Préparation cinématique du patient

Pour l'évaluation de l'évolution posturale par analyse de vidéo 3D, les patients ont été équipés avec 20 marqueurs réfléchissants des rayons infrarouges (*Optitrack reflective markers 7/16''*) et une fréquence d'enregistrement de 120 Hz a été utilisée.

Les patients ont été habillés en shorts et sandales. Leur peau a été nettoyée avec de l'alcool de façon à améliorer l'adhésion des équipements à la peau.

Des marqueurs ont été placés sur les processus épineux des vertèbres C7, T3, T7, T12, L3 et S1, sur l'avant thorax, sur la jonction manubrium-sternale, sur la face supérieure des processus acromiaux des scapula, sur les apophyses styloïdes ulnaires au niveau des poignets, sur les épines iliaques antéro-supérieures, sur les condyles fémoraux latéraux, sur les malléoles externes des chevilles et sur chaque genou. Au niveau de la tête trois marqueurs ont été placés (Figure 44).

Quand le corset a été installé, les marqueurs sur les processus épineux des vertèbres T12, L3 et S1 ont été déplacés vers la surface du corset mais maintenus au niveau du processus vertébral correspondant. De plus, deux marqueurs ont été placés dans la partie supérieure et inférieure du mécanisme (mât de distraction).

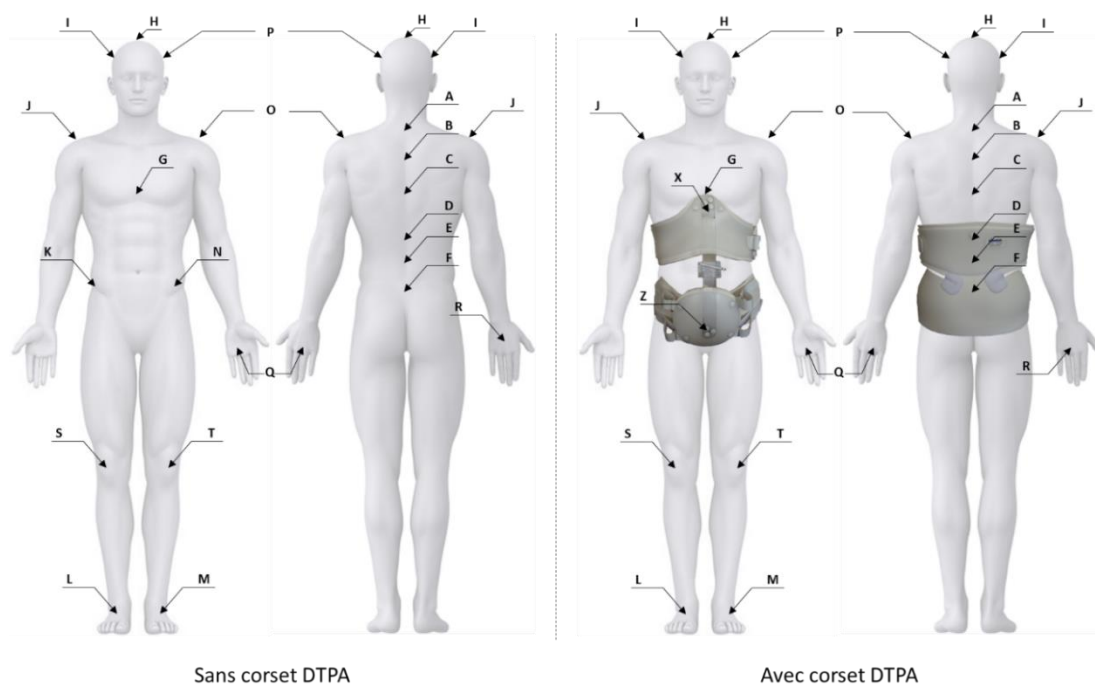


Figure 44 : Mise en place des marqueurs réfléchissants.

3.2 Préparation électromyographique du patient

Pour l'évaluation de l'activité musculaire les patients ont été équipés de douze électrodes d'électromyographie de surface (Delsys Trigno®) selon l'orientation des fibres musculaires respectives.

Huit électrodes ont été placées de façon symétrique au long du dos, près des processus épineux des vertèbres C7, T12, L3 et S1. Ces électrodes ont été placées selon le protocole défini par De Sèze et Cazalets [73].

Selon ce protocole, il est nécessaire de placer les électrodes par rapport à l'aponévrose du muscle de recouvrement des erector spinae, constituée par les muscles dorsaux superficiels. Ainsi, il est possible de tracer deux points, l'un situé à 2 cm du processus épineux de la vertèbre C7 et l'autre à 3 cm du processus de L4. Tracer une ligne entre ces deux points a permis de guider le placement des électrodes (Figure 45).

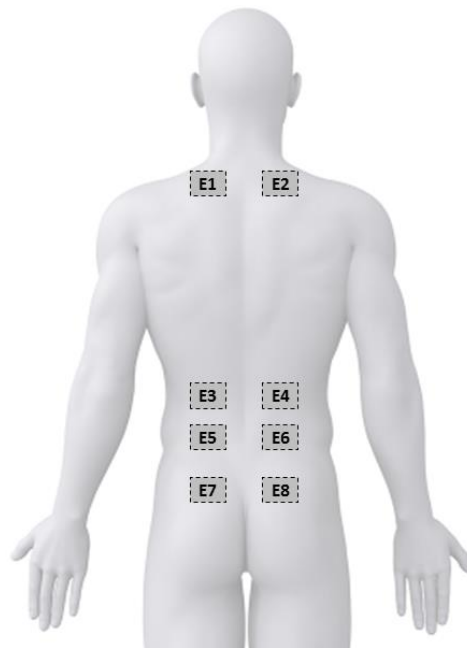


Figure 45 : Positionnement des électrodes (adapté de www.123rf.com).

Les électrodes restantes ont été placées au niveau du muscle tibialis antérieur du pied initiateur, sur le muscle gastrocnemius du pied propulseur et sur les muscles abdominaux latéraux gauche et droit.

En raison de la population étudiée, il n'était pas possible d'utiliser les mesures au niveau des muscles abdominaux, puisque la masse adipeuse abdominale ne permettait pas l'obtention d'un signal électromyographique propre [5], [61], [62].

Pour l'évaluation musculaire avec corset, les électrodes placées au long de la colonne ont été conservés lorsqu'ils n'influençaient pas la mise en place du corset.

3.3 Traitement des données

L'analyse des données provenant de l'analyse vidéo 3D a été faite à partir du logiciel Motive Optitrack. Une compensation des pertes des signaux et un filtre passe bas de 10 Hz ont été appliqués. L'analyse de données électromyographiques a été faite à travers de l'utilisation du logiciel Awara développé par la Plateforme du Mouvement (PAM) de l'Institut de Neurosciences Cognitives et Intégratives

d'Aquitaine (INCIA). Les données brutes ont été filtrées avec un filtre passe haute de 30 Hz, rectifiées et filtrées par un filtre passe bas de 3 Hz en utilisant un filtre reverse Butterworth de quatrième ordre.

4 Analyse des modifications posturales statiques

4.1 Description des tests d'évolution posturale en statique

Les tests d'évolution posturale en statique ont été réalisés en trois phases en positionnant les patients sur la plateforme de pression (BP600900[®], ATMI, USA) :

- Dans la première phase, il était demandé au patient de se mettre debout, en position la plus habituelle (spontanée), afin de quantifier sa posture camptocormique.
- Dans la deuxième phase, il était demandé au patient de se redresser par lui-même de façon à évaluer sa capacité de redressement actif.
- Dans la troisième phase, le patient était équipé avec le corset DTPA, prescrit par le médecin, et redressé jusqu'à la position palliative possible.

Tous les tests statiques avaient la même durée, 30 secondes, en position immobile (Figure 46).

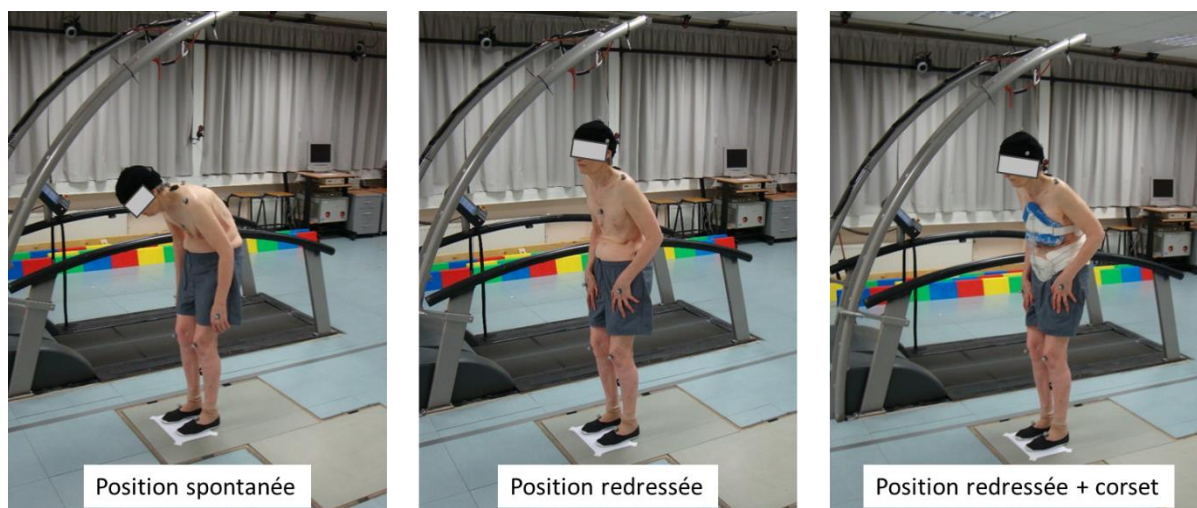


Figure 46 : Différentes positions pendant les tests statiques.

4.2 Résultats de l'analyse cinématique en positions statiques

La présentation des résultats de l'analyse de l'évolution posturale en statique est divisée en trois parties :

- l'analyse posturale du tronc,
- l'analyse posturale des genoux,
- les répercussions posturographiques.

L'analyse cinématique de l'évolution posturale du tronc en position statique a été réalisée à cinq niveaux rachidiens, C7, T3, T7, T12 et L3 de façon à objectiver les différentes flèches dans le plan sagittal (C7-SAR, T3-SAR, T7-SAR, T12-SAR et L3-SAR).

De plus, une mesure de la flèche de la patella par rapport à S1 (Figure 47) a été évaluée afin de prendre en compte les éventuelles compensations posturales par la flexion des genoux rapportées dans la littérature [106], [107].

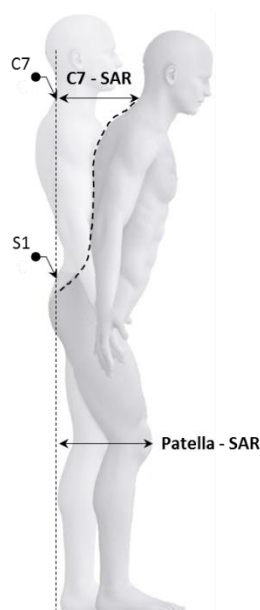


Figure 47 : Définition de la mesure de la Patella - SAR

4.2.1 Résultats de l'analyse cinématique du tronc en positions statiques

L'analyse posturale statique des flèches sagittales, montre des résultats différents selon le contexte considéré (Tableau 8).

Tableau 8 : Flèche sagittale (« sagittal arrow » - SAR) à différents niveaux vertébraux (mm).

	C7	T3	T7	T12	L3
Spontanée	209,6±87,1	161,0±43,2	92,4±26,1	55,9±17,2	24,3±8,1
Redressée	152,2±50,6	120,6±32,0	66,5±14,7	33,7±10,3	21,2±9,5
Corset	93,1±31,7	64,7±26,2	35,1±10,1	24,1±10,9	18,4±5,5
*P(spontanée/redressée)	0,46	0,16	0,33	0,18	0,49
*P(spontanée/ corset)	0,0016	0,00004	0,000016	0,00049	0,14

*ANOVA

En comparant la position debout spontanée avec la position debout redressée (redressement actif du tronc), il est observé une diminution non significative ($P > 0,05$) des flèches posturales à tous les niveaux considérés. Cependant, il faut noter que les patients n'étaient pas capables de se redresser de façon complète, car aucun d'entre eux ne ramenait la flèche C7-SAR à zéro, comme cela est observé chez les sujets non camptocormiques.

Dans la condition de port du corset, il était observé une diminution significative ($P < 0,05$) des flèches posturales des niveaux C7, T3, T7 et T12 par rapport à la position spontanée, sans corset. Au niveau L3, la comparaison ne montrait pas une diminution significative de la flèche posturale L3-SAR.

4.2.2 Résultats de l'analyse du comportement de redressement du tronc

Bien qu'une diminution des flèches ait été observée lors du redressement actif et du port du corset, il a aussi été observé que le comportement de redressement du tronc n'était pas le même pour tous les patients. Certains, nommés « pivotants », semblaient basculer vers l'avant sur un axe de rotation unique. D'autres, nommés « déroulants », semblaient avoir un effondrement de tout le tronc avec plusieurs niveaux de rotation (Figure 48).

De façon à explorer ce phénomène, une étude de l'évolution des rapports entre les flèches sagittales C7-SAR, T3-SAR, T7-SAR, T12-SAR et L3-SAR a été réalisée :

- **Patient camptocormique de flexion pivotante** : le comportement du tronc se traduit par des rapports de flèches posturales entre deux processus vertébraux très proches à l'exception d'un niveau. En fait, ce type de patient présente une flexion du tronc autour d'un seul axe de rotation. Cet axe de rotation peut être présent à n'importe quel niveau (Tableau 9).
- **Patient camptocormique de flexion déroulante** : le comportement du tronc se traduit par des rapports des flèches posturales entre deux processus vertébraux homogènes. En fait, le patient camptocormique « déroulant » présente plusieurs niveaux de flexion du tronc de faible amplitude (Tableau 9).

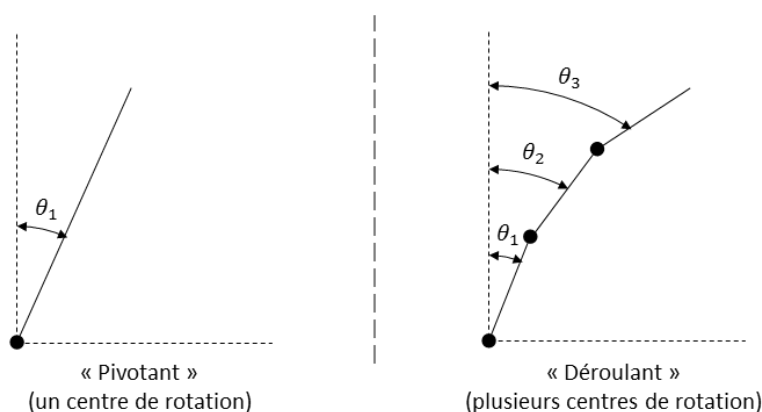


Figure 48 : Exemples génériques de types de flexion du tronc chez patients camptocormiques.

Ainsi, à travers des analyses cinématiques par vidéo 3D, il a été possible de caractériser les différents comportements de flexion du tronc du patient camptocormique.

Tableau 9 : Evaluation des patients pivotants et déroulants (rapport des flèches successives).

	C7/T3	T3/T7	T7/T12	T12/L3
Moyenne des Pivotants	4,63	1,20	1,22	0,99
Moyenne des Déroulants	0,94	1,20	1,10	1,20
Patients Pivotants	40%	Patients Déroulants	60%	
Homme - Pivotants	20%	Femme - Pivotants	20%	
Homme - Déroulants	10%	Femme - Déroulants	50%	

L'analyse du Tableau 9 révèle que 60% de sujets avaient un comportement déroulant du tronc et 40% de sujets avaient un comportement pivotant. Chez les patients avec un comportement pivotant du

tronc, le rapport des flèches qui se différencie de plus était celui entre C7 et T3, indiquant un axe de rotation principal entre ces deux vertèbres.

De plus, il a été observé que 60% des patients étudiés présentaient une camptocormie déroulante et notamment 50% de ces patients sont des femmes. Il a été aussi observé que seulement 10% des patients avec un comportement déroulant du tronc étaient du sexe masculin.

4.2.3 Résultats de l'analyse de la cinématique des genoux en positions statiques

Comme décrit précédemment dans le chapitre 1, la flexion des genoux dans la posture des patients camptocormiques est un effet de compensation qui vise à maintenir le centre de gravité à l'intérieur du polygone de sustentation en dépit de l'antéro-flexion rachidienne.

Ainsi, la mesure de la flèche de la patella (ou patella-SAR) dans le plan sagittal a été faite de façon à évaluer les différences entre les trois positions considérées (Tableau 10).

Tableau 10 : Flèche patella-SAR (mm).

	Spontanée	Redressée	Corset
	273,5±93,5	215,3±75,8	175,3±57,9
*p	Spontanée - redressée		
	0,248		
*p	Spontanée - corset		
	0,011		

*ANOVA

Il est observé que la flèche sagittale diminue de manière statistiquement non significative ($P>0.05$) quand le patient se redresse par rapport à la position spontanée. Cette diminution devient plus importante et statistiquement significative ($P<0.05$) quand la comparaison entre la position debout avec le corset et la position spontanée sans corset est faite.

4.2.4 Résultats de l'analyse stabilométrique en positions statiques

La stabilométrie a comme objectif l'étude des oscillations du corps pendant la position statique debout quand il n'existe aucun mouvement volontaire ni de perturbations externes qui affectent l'équilibre [108], [109].

Pour explorer les effets éventuels du corset sur l'équilibre postural des patients camptocormiques, une plateforme de force AMTI a été utilisée et deux comparaisons stabilométriques ont été réalisées entre :

- la posture spontanée (camptocormique) et la position redressée ;
- la posture spontanée (camptocormique) et la position redressée par le corset.

Ainsi, le rapport entre la position spontanée et la position redressée a été évalué selon l'expression suivante pour tous les variables :

$$r = \frac{(\text{position spontanée} - \text{position redressée})}{\text{position spontanée}} \quad (\text{Eq. 5})$$

Comparaison position spontanée – position redressée sans corset :

Dans un premier moment, une comparaison stabilométrique entre la position spontanée et la position redressée sans corset a été faite (Tableau 11).

Tableau 11 : Rapport stabilométrique entre la position spontanée et redressée sans corset.

	Position (mm)		95% Aire (mm ²)	COP (mm)	Vitesse Moyenne (mm/s)	
	Position X	Position Z			Latérale	Anterior-Posterior
Spontanée	180±38	340±15,0	160±13	380±170	0,10±0,04	0,25±0,01
Redressée	210±95	380±13	300±33	51±37	0,13±0,06	0,34±0,03
Rapport	16%	11%	125%	33%	25%	37%
*P	0,00177	0,0471	0,000115	0,0014	0,01177	0,00872

*ANOVA

Les résultats montrent une augmentation significative ($P < 0,05$) du déplacement en X et Z (plan sagittal et plan frontal respectivement) ainsi qu'une augmentation de l'aire, du trajet du COP et des vitesses moyennes latérale et antéro-postérieures entre la position spontanée et la position redressée.

Comparaison position spontanée – position redressée avec le corset :

Dans un second moment, une comparaison stabilométrique entre la position spontanée et la position redressée avec corset a été faite (Tableau 12).

Tableau 12 : Rapport stabilométrique entre la position spontanée et redressée avec corset.

	Position (mm)		95% Aire (mm ²)	COP (mm)	Vitesse Moyenne (mm/s)	
	Position X	Position Z			Latérale	Anterior-Posterior
Spontanée	180±38	340±15	160±13	38±17	0,10±0,04	0,25±0,01
Corset	180±39	330±23	175±15	37±14	0,11±0,04	0,24±0,01
Rapport	1%	1%	12%	3%	5%	1%
*P	0,1686	0,4832	0,3782	0,191	0,456	0,201

*ANOVA

Le rapport entre les deux situations montre qu'il n'existait pas de différence significative ($P > 0,05$) des paramètres posturaux suggérant une stabilité des processus d'équilibre statique malgré le redressement induit par le corset.

4.3 Discussion des résultats de l'analyse cinématique en positions statiques

Les résultats de l'analyse des flèches montrent que le corset est capable de redresser la posture des patients à plusieurs niveaux mais qu'il n'est pas capable de réduire complètement les flèches posturales, notamment la flèche C7-SAR à zéro. Ce fait peut être lié, d'une part à la capacité musculaire du tronc des patients, et d'autre part au manque de souplesse rachidienne de chaque patient.

Les résultats du comportement intrinsèque d'antéro-flexion du tronc viennent conforter l'existence de deux types de comportement du tronc des patients camptocormiques [38]. Ces deux types de comportement du tronc peuvent être impliqués dans le processus de conception de l'orthèse pour

traiter la camptocormie. Ce fait permettra de prévoir une adaptation des composants d'interaction de l'orthèse aux différents besoins des patients.

Par exemple, dans le cas des patients camptocormiques « pivotants » il est observé que l'axe de la rotation est localisé entre C7 et T3. Le corset DTPA, permet un support jusqu'à T12 (plus ou moins selon la géométrie du support final), donc ce fait peut indiquer qu'il n'est pas capable, pour un groupe de patients de contrarier la rotation de la colonne.

De plus, les variations observées entre genres méritent d'être approfondies dans une étude supplémentaire, pour vérifier si les différences observées sont ou non induites par un biais d'échantillonnage.

L'observation des variations de flexion des genoux dans cette étude sont en accord avec la bibliographie, sur le fait que les patients qui présentent une antéro-flexion du tronc ont besoin de compenser le déplacement du centre de gravité par la flexion des genoux [110].

De plus, ils suggèrent que la compensation posturale par les genoux est moins nécessaire lors du port du corset, car le DTPA permet le redressement du tronc et, par conséquent ramène le centre de gravité plus proche du polygone de sustentation.

L'analyse des résultats stabilométriques suggèrent que, sans corset, le maintien de la posture redressée active, induit une perturbation du contrôle postural de référence avec une augmentation des oscillations pour maintenir la position droite (ou oscillations d'ajustement) et ainsi une augmentation de l'énergie dépensée pour maintenir la posture demandée [111].

Cette instabilité nous semble être en rapport avec les difficultés des patients camptocormiques à maintenir la position redressée notamment lors de la marche ou des postures prolongées. De plus, l'absence de modifications significatives des oscillations stabilométriques observée lors du redressement avec corset, révèle qu'au-delà du redressement de posture, le corset permet un redressement plus stable.

5 Analyse des modifications posturales induites par la marche

5.1 Description des tests d'évolution posturale lors de la marche

Les tests dynamiques ont été centrés sur les évaluations quantitatives de la marche des patients camptocormiques. Il a été proposé aux patients un test de marche de longue durée avec quelques changements de direction. Ces tests ont été effectués selon un parcours rectangulaire de 30 mètres (Figure 49).

L'objectif de ce test est l'évaluation de la posture pendant la marche de longue durée et donc l'influence de la fatigue. Il est proposé aux patients de marcher à vitesse habituelle autour de la plateforme, avec une durée maximale de 10 min sans et avec le corset DTPA.

La configuration de la plateforme d'analyse du mouvement empêche les enregistrements continus de la marche puisque la zone de retour n'est pas couverte par le système de caméras. Pour cette raison, plusieurs cycles ont été enregistrés dans la région optimale d'enregistrement (Figure 49).

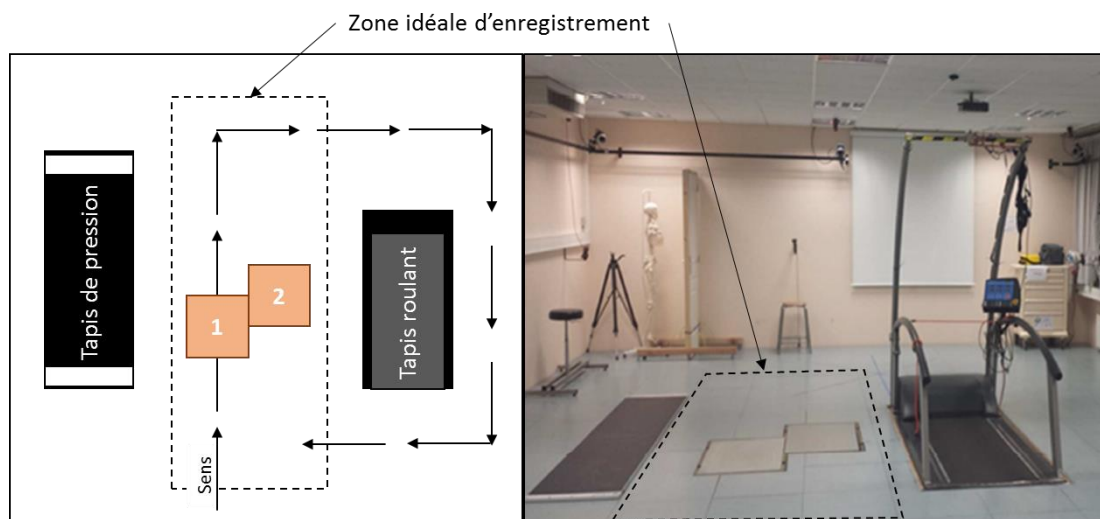


Figure 49 : Configuration du parcours de marche.

5.2 Résultats de l'analyse cinématique lors de la marche

La présentation des résultats de l'analyse de l'évolution posturale en dynamique a été divisée en deux parties :

- l'évaluation des flèches posturales pendant l'épreuve de marche,
- l'évaluation de la vitesse, cadence et longueur des pas.

L'analyse cinématique de l'évolution posturale du tronc pendant l'épreuve de marche a été réalisée à cinq niveaux rachidiens, C7, T3, T7, T12 et L3 de façon à objectiver les différentes flèches dans le plan sagittal (C7-SAR, T3-SAR, T7-SAR, T12-SAR et L3-SAR).

De plus, la vitesse, la cadence et la longueur des pas ont été évaluées afin de vérifier une possible contribution du corset à l'amélioration de la marche des patients camptocormiques.

5.2.1 Evolution des flèches posturales dans le plan sagittal

L'analyse des flèches a été centrée sur les mesures des flèches sagittales aux niveaux C7, T3, T7, T12 et L3 en considérant leur évolution entre le début et la fin de l'épreuve de marche.

Il a été considéré le premier passage comme le début de la marche et le dernier passage comme la fin de la marche (Figure 50).

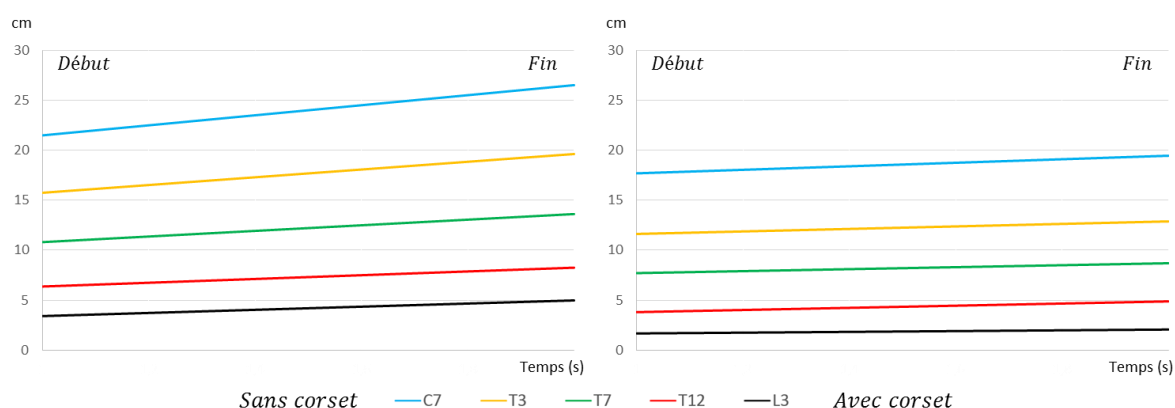


Figure 50 : Evolution des flèches posturales lors de la marche sans et avec corset.

En regardant ces quatre moments, il a été possible d'observer qu'il existait une tendance croissante des flèches posturales à tous les niveaux vertébraux.

Il est possible d'observer que les niveaux vertébraux supérieurs (C7, T3 et T7) montrent les croissances plus accentuées quand les patients ne portent pas le corset.

Par contre, cette croissance est moins prononcée quand les patients utilisent le corset. Les niveaux vertébraux T12 et L3 montrent une croissance plus faible des flèches posturales.

Ces évolutions sont plus évidentes dans le Tableau 13.

Tableau 13 : Evolution des flèches posturales pendant la marche (mm).

	C7	T3	T7	T12	L3
Début sans corset	215,0±62,3	157,5±52,4	108,1±44,2	63,7±17,4	34,1±7,5
Début avec corset	177,0±55,7	116,3±46,8	77,1±29,9	38,0±12,7	16,7±5,6
Fin sans corset	265,3±68,1	196,3±61,9	136,3±51,4	82,6±18,3	49,8±9,1
Fin avec corset	194,6±58,9	128,8±50,5	87,0±32,8	48,8±11,5	20,6±7,5
Rapports (%)					
(D-F)/D (sans corset)	23%	25%	26%	30%	85%
(D-F)/D (avec corset)	10%	11%	13%	28%	23%
(S-A)/S (Début)	18%	26%	29%	40%	95%
(S-A)/S (Fin)	27%	34%	36%	41%	59%
Légende : D – Début / F – Fin / S – Sans corset / A – Avec corset					
Début sans corset – début avec corset					
*p	0,360	0,352	0,096	0,019	0,034
Fin sans corset – fin avec corset					
*p	0,278	0,292	0,079	0,001	0,040
Début sans corset – fin sans corset					
*p	0,332	0,317	0,291	0,374	0,015
Début avec corset – fin avec corset					
*p	0,421	0,379	0,329	0,123	0,132
Rapport (D-F/D) Sans - (D-F/D) Avec					
*p	0,045	0,037	0,006	0,002	0,038

*ANOVA

Début sans corset – début avec corset

Il n'existe pas de différence significative ($P>0,05$) entre le début sans corset et le début avec corset aux niveaux des vertèbres C7, T3 et T7. Par contre, les niveaux vertébraux T12 et L3 montrent des valeurs de flèches significativement plus importantes quand le patient ne porte pas le corset.

Fin sans corset – fin avec corset

A la fin de la marche il existe toujours une diminution non significative ($P>0,05$) des flèches C7, T3 et T7 ; de plus une diminution significative ($P<0,05$) des flèches T12 et L3 est observé lorsque les patients portent le corset.

Début sans corset – fin sans corset

La comparaison entre le début et la fin de la marche sans corset montre une accentuation statistiquement significative de la flèche L3 ($P < 0.05$). En revanche, les augmentations des autres flèches ne sont pas statistiquement significatives ($P > 0.05$) aux niveaux C7, T3, T7 et T12.

Début avec corset – fin avec corset

La comparaison des flèches sagittales au début et à la fin de l'épreuve de marche avec corset ne révèle pas de différence significative.

Rapport (début-fin/fin) sans corset - (début-fin/fin) avec corset

De façon à explorer les aggravations des flèches lors de l'épreuve de marche dans les conditions avec et sans corset, les pourcentages d'aggravation individuelle des flèches initiale et finale dans les conditions avec et sans corset selon les expressions suivantes : $(\text{début} - \text{fin})/\text{fin}$ sans corset et $(\text{début} - \text{fin})/\text{fin}$ avec corset ont été évaluées.

Il est observé des différences significatives ($P < 0.05$) à tous les niveaux considérés.

5.2.2 Résultats de l'analyse de la vitesse, de la cadence et de la longueur du pas pendant la marche

La vitesse, la cadence et la longueur du pas sont influencées par la condition physique des sujets et peuvent changer par rapport aux valeurs typiques [5].

Les patients camptocormiques présentent une posture hors norme qui par conséquent influence ces trois caractéristiques de la marche.

La vitesse de la marche peut être définie comme le ratio entre la distance et le temps nécessaire pour parcourir cette distance. La cadence de la marche ou nombre de pas réalisés par minute et la longueur du pas comme la distance parcourue lors d'un pas.

Ainsi, une comparaison entre l'utilisation et le non utilisation du corset pendant la marche de ces trois facteurs, chez les patients camptocormiques, a été faite (Tableau 14).

Tableau 14 : Vitesse, cadence et longueur de pas pendant la marche chez patients camptocormiques sans et avec corset.

	Vitesse (m/s)		Cadence (pas/min)		Longueur du pas (m)	
	Sans corset	Avec corset	Sans corset	Avec corset	Sans corset	Avec corset
Hommes	0,77±0,20	0,83±0,22	106±5,0	114±5,0	0,98±0,19	1,01±0,17
Femmes	0,78±0,23	0,87±0,23	100±15,0	108±13,0	0,92±0,21	1,00±0,19
Moyenne	0,78±0,22	0,86±0,22	102±13,0	110±13,0	0,94±0,2	1,01±0,18

Valeurs typiques de vitesse hommes/ femmes – [1,3 – 1,6]/ [1,2 – 1,5]

Valeurs typiques de cadence hommes/ femmes – [110 - 115]/ [115 - 120]

Valeurs typiques de la longueur des pas hommes/ femmes – [1,4 – 1,6]/ [1,3 – 1,5]

L'analyse des résultats de la marche montre que la vitesse de la marche sans corset est plus faible que la vitesse de la marche quand le corset est utilisé. De la même façon, la cadence des pas chez les patients camptocormiques est plus faible quand le corset n'est pas utilisé. La longueur du pas chez les patients camptocormiques est plus faible si le patient n'utilise pas le corset.

Cependant ces différences ne sont pas significatives entre l'utilisation et la non utilisation du corset ($P>0,05$).

En prenant en compte les valeurs typiques de la vitesse de la marche, de la cadence des pas et de la longueur des pas proposées par Kirtley [58] il est possible d'observer que celles des patients camptocormiques sont inférieures de manière non significative ($P>0.05$).

5.3 Discussion des résultats de l'analyse cinématique lors de la marche

Les résultats, début sans corset – début avec corset, suggèrent d'une part une réduction induite par le port du corset de l'antéversion du bassin observée lors de l'initiation de la marche [112] ; et d'autre part, l'existence de compensations rachidiennes haut-situées (zone C7 – T7) à l'initiation de la marche sans corset. De plus, ce scénario suggère que comme l'anneau supérieur du corset s'arrête au niveau de la vertèbre T12, il ne permet pas, par conséquent, une correction au-delà de ce niveau.

Les résultats, fin sans corset – fin avec corset, suggèrent que le corset empêche l'augmentation des flèches thoraciques. Ce fait peut être lié à la géométrie du corset, notamment à la géométrie des surfaces corporelles qui vont être en contact avec les supports.

Les résultats début sans corset – fin sans corset, peuvent refléter la persistance des tentatives de compensations rachidiennes de l'antéversion du bassin nécessaires à la marche [113].

Ces résultats, début avec corset – fin avec corset, suggèrent la persistance de l'effet de soutien du corset au cours de la marche.

Les résultats montraient à tous les niveaux étudiés, des pourcentages d'aggravation des flèches plus élevés lors de l'épreuve de marche sans corset par rapport à l'épreuve de marche avec corset, traduisant un effondrement individuel du tronc plus important lors de la marche sans corset.

En prenant en compte les valeurs typiques de la vitesse de la marche, de la cadence des pas et de la longueur des pas proposés par Kirtley [58], il nous semble que celles des patients camptocormiques sont inférieures. On observe des différences de la vitesse de l'ordre de 68% pour les hommes et 55% pour les femmes ; de la cadence de pas de 5% pour les hommes et de 15% pour les femmes ; longueur des pas de 30% pour les hommes et de 40% pour les femmes.

La réduction par rapport aux valeurs typiques peut être liée au manque d'équilibre dans la station debout du patient camptocormique. Ce fait entraîne une réduction de la vitesse de la marche et un nombre de pas inférieur par minute, résultant d'une tentative de maintenir l'équilibre. Les résultats suggèrent que la longueur des pas est réduite comme mécanisme de rétablissement de l'équilibre pendant la marche chez les patients camptocormiques.

Au contraire, quand le corset est utilisé, il favorise l'équilibre et, par conséquent, le patient est capable de marcher plus vite, d'augmenter le nombre de pas par minute ainsi que la longueur de chaque pas.

6 Analyse des activités musculaires

6.1 Description des tests des activités musculaires

Les tests d'analyses musculaires ont été réalisés au même moment des tests d'analyse des modifications posturales (statiques et lors de la marche). Pour cette raison, la description des tests a été décrite dans les sections 4.1 et 5.1 de ce chapitre.

En revanche pour l'analyse de l'activité musculaire pendant les exercices statiques et lors de la marche, les processus épineux des vertèbres C7, T12, L3 et S1 ont été considérés.

6.2 Résultats des tests de l'activité musculaire

L'activité musculaire d'un sujet camptocormique n'a pas les mêmes caractéristiques que l'activité musculaire d'un sujet sain. Si dans le cas d'un sujet sain il est possible de distinguer très facilement les bouffées typiques liées à l'activation musculaire lors d'un effort (comme par exemple lors de la marche), dans le cas des sujets camptocormiques cette bouffée est moins évidente (Figure 51).

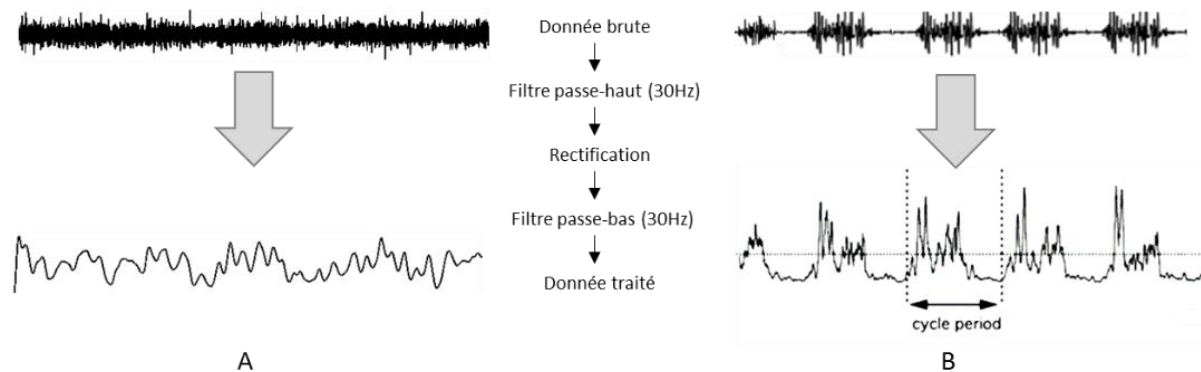


Figure 51 : Signal EMG typique (A : patient camptocormique, B : sujet sains, adapté de [72]).

Pour cette étude deux analyses ont été considérées, l'analyse statique et l'analyse dynamique du patient camptocormique en considérant une fréquence d'enregistrement de 2000 Hz.

De plus, pour l'analyse statique, après le traitement appliqué sur les signaux électromyographiques vu dans la section 3.3, l'activité musculaire pendant les différentes positions statiques a été normalisée par rapport à la position spontanée de chaque patient.

L'analyse dynamique après le traitement sur les signaux électromyographiques vu dans la section 3.3, pour l'évaluation de l'activité musculaire pendant la marche, les données cinématiques des pieds ont été utilisées.

Le début de chaque cycle a été identifié par rapport au changement de signe de la vitesse du pied droit dans le plan sagittal. Cela a permis le découpage de chaque cycle et sa normalisation, ainsi que le calcul du cycle moyen et l'aire moyenne de chaque cycle pour chaque patient.

Les données électromyographiques ont été normalisées par rapport au début de la marche sans l'utilisation de corset pour chaque sujet.

6.2.1 Analyse musculaire en position statique

L'activité musculaire en trois moments différents a été comparée de façon à évaluer les effets du corset. Ainsi l'activité musculaire du tronc du patient a été évaluée en position spontanée et redressée sans corset et en position redressée avec le corset (Figure 52).

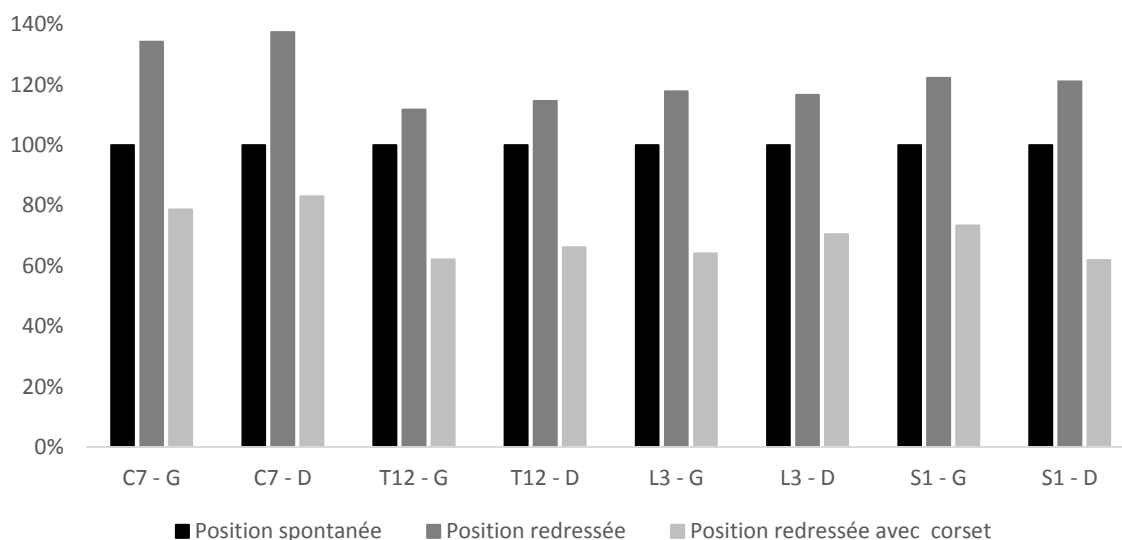


Figure 52 : Activité musculaire normalisée du dos en différents positions avec et sans corset (côté gauche-G et côté droite-D).

Il est observé que l'activité musculaire du dos en position redressée était significativement supérieure ($P < 0.05$) à l'activité musculaire du dos en position spontanée à tous les niveaux évalués. Cette augmentation est spécialement évidente au niveau de la vertèbre C7 (Tableau 15).

En revanche, quand ils portent le corset, nous observons une diminution significative ($P < 0.05$) de l'activité musculaire du dos à tous les niveaux, par rapport à l'activité musculaire en position spontanée. Cette diminution est spécialement évidente dans la région du corset, notamment, T12, L3 et S1 niveaux (Tableau 15).

De plus, il est possible d'observer une diminution significative ($P < 0.05$) entre la position redressée et la position redressée avec corset (Tableau 15). De plus, il n'existe pas de différences significatives ($P > 0,05$) entre le côté gauche et droite. Cette observation était attendue, puisque seuls les patients sans déviation latérale du rachis ont été sélectionnés.

Tableau 15 : Rapport de l'activité musculaire du dos en trois situations différentes.

	C7		T12		L3		S1	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Spont./ Redres. *p	0,76±0,25 0,000	0,79±0,24 0,000	0,80±0,29 0,000	0,94±0,26 0,006	0,89±0,28 0,018	0,93±0,32 0,008	0,88±0,28 0,038	0,87±0,21 0,001
Spont./ Corset *p	1,28±0,28 0,014	1,14±0,41 0,016	1,37±0,52 0,005	1,36±0,47 0,019	1,57±0,53 0,000	1,51±0,40 0,006	1,66±0,78 0,001	1,83±0,88 0,001
Redres./ Corset *p	1,82±0,33 0,021	1,80±0,51 0,000	1,41±0,29 0,012	1,75±0,72 0,001	1,77±0,56 0,000	1,44±0,72 0,000	1,41±0,41 0,002	1,56±0,28 0,000
Gauche/ Droite *p	Position spontanée 0,22		Position redressée 0,33		Position redressée avec corset 0,41			

*ANOVA

6.2.2 Analyse musculaire pendant la marche

L'activité musculaire sans et avec corset a été évaluée au début et à la fin de l'épreuve de marche en considérant le premier et le dernier tour (Figure 49).

Cette évaluation a permis de dégager l'importance de l'utilisation du corset au niveau du rétablissement normale de l'activité musculaire du dos.

Au contraire de la position début statique où il était espéré l'obtention d'une activité musculaire proche de zéro (cas d'un sujet sain), pendant la marche, le corps est en constant déséquilibre et par conséquent l'activité musculaire en position debout ne sera jamais nulle.

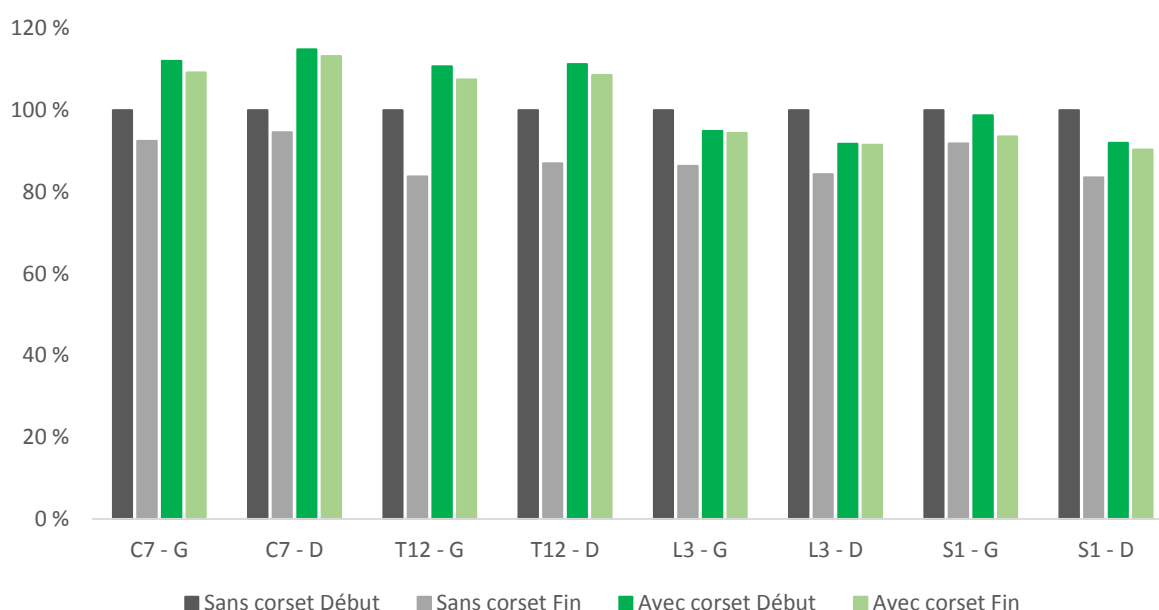


Figure 53 : Normalisation de l'activité musculaire au long des erector spinae en différents moments de la marche sans et avec le corset (côté gauche-G et côté droite-D).

Sur la Figure 53, il est observé des diminutions d'intensité de l'activité musculaire sur l'ensemble du rachis entre le début et la fin de l'épreuve de marche sans corset. Ces diminutions sont statistiquement significatives à tous les niveaux ($P < 0.05$) à l'exception du niveau C7. Cet effet se traduit aussi au niveau de la posture du tronc par l'augmentation des flèches dans le plan sagittal, observées dans la section 5.2 de ce chapitre.

En revanche, lors du port du corset, les intensités d'activité des érector spinae ne montrent pas de diminution significative ($P > 0.05$) entre le début et la fin de l'épreuve de marche. Cette évidence suggère que le corset aide à l'obtention d'une activité musculaire plus stable entre le début et la fin de la marche (Tableau 16).

Les comparaisons de l'activité électromyographique avec et sans corset, au début de l'épreuve de marche révèle, aux niveaux C7 et T12 une augmentation significative ($P < 0,05$) de l'activité musculaire induite par le port du corset (Tableau 16).

Ces résultats montrent, en premier, le faible maintien du corset au niveau cervical, au-dessus de la vertèbre T12 et par conséquent la nécessité de réalisation d'un effort musculaire plus important. De plus, l'augmentation de l'activité musculaire au niveau de la vertèbre T12 suggère une mauvaise prise/

connexion entre le corset et le corps du patient et par conséquent un soutien insuffisant à ce niveau qui oblige à un effort musculaire plus important.

En revanche une diminution significative ($P < 0.05$) de l'activité musculaire aux niveaux L3 et S1 a été observée et souligne ainsi le rôle de soutien du corset prédominant sur les niveaux lombaires (Tableau 16).

Tableau 16 : Rapport entre les activités musculaires normalisées au long des érecteurs spinaes.

	C7		T12		L3		S1	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Sans corset								
Début/Fin	1,15±0,29	1,13±0,47	1,35±0,64	1,30±0,58	1,26±0,44	1,38±0,84	1,11±0,15	1,19±0,26
P	0,361	0,238	0,023	0,037	0,015	0,024	0,035	0,018
Avec corset								
Début/Fin	1,07±0,35	1,05±0,41	1,10±0,71	1,04±0,61	1,01±0,36	1,07±0,47	1,08±0,42	1,07±0,61
P	0,274	0,288	0,091	0,295	0,3611	0,491	0,297	0,234
Début avec /sans corset								
P	0,010	0,037	0,022	0,012	0,033	0,002	0,039	0,001
Fin avec /sans corset								
P	0,024	0,017	0,026	0,018	0,019	0,015	0,071	0,087

6.3 Discussion de tests des activités musculaires

Cette évaluation cherchait à mettre en évidence l'importance de l'utilisation du corset au niveau de le rétablissement normale de l'activité musculaire du dos. Au contraire de la position debout statique où il est espéré l'obtention d'une activité musculaire proche de zéro pour le sujet sain, pendant la marche, l'activité normale devrait se caractériser par la présence de doubles bouffées de grande intensité (Figure 54)[73].

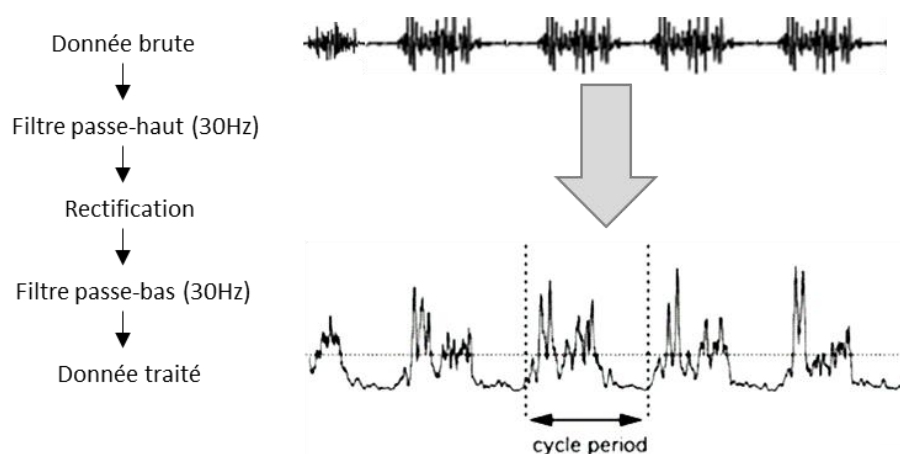


Figure 54 : Signal EMG typique d'un sujet sain (adapté de [73]).

Au contraire de ce que l'on peut voir chez le sujet sain, les résultats des activités musculaires lors du redressement statique des patients camptocormiques montrent que le maintien de la posture debout nécessite un recrutement important des muscles erector spinae.

Ensuite, il est constaté que l'utilisation du corset en position statique permet de manière concomitante le soutien du tronc dans une position redressée et une réduction de l'activité musculaire des érecteurs.

Les enregistrements de l'activité musculaire des erector spinae des sujets camptocormiques que nous avons réalisés révèlent des comportements musculaires radicalement différents de ce que l'on peut observer chez les sujets sains. En effet nous avons constaté une activité continue alors que De Sèze et al. [73] rapporte une activité quasi nulle lors de la position debout et phasique avec des bouffées d'activité lors de la marche (Figure 54).

Au-delà de ces différences, et contrairement à l'activité musculaire en position statique, lors de la marche, le port du corset induit une augmentation de l'activité musculaire des erector spinae en suggérant que le corset favorise l'expression musculaire au niveau thoracique et cervical.

En effet, nous pensons que la diminution de l'activité musculaire observée lors de la marche sans corset est liée à un phénomène de fatigue. De ce point de vue le maintien de l'intensité de l'activité musculaire lors de la marche nous apparaît être l'expression d'une fatigue moindre. L'objectif ultime serait de pouvoir restituer des bouffées phasiques de grandes amplitudes comme cela est observé chez le sujet sain.

Ce fait permet la réduction des douleurs lombaires, souvent observées chez des patients camptocormiques [12], [114], [115]. Les résultats suggèrent que ces douleurs sont dues à une activité musculaire excessive et inconséquente qui a comme seul résultat une fatigue plus rapide des muscles érecteurs du dos et pas forcément un redressement efficace.

7 Analyse des tests de force d'effondrement du tronc

7.1 Description des tests de force d'effondrement du tronc

Le mécanisme d'une OAM (cf. section 4 du chapitre 2), quelconque a le rôle double de permettre le réglage de l'orthèse et d'assurer le maintien du support final dans la position envisagée pour le traitement prescrit.

Dans le cas spécifique du corset DTPA ce mécanisme est un mât qui permet la translation verticale du support final par rapport au support initial jusqu'à la position de traitement envisagée (cf. section 7 du chapitre 2).

En raison du double rôle de ce mécanisme, il est nécessaire d'évaluer la force d'effondrement maximale du tronc des patients camptocormiques pendant l'utilisation effective du corset.

Le test de force d'effondrement du tronc était réalisé de façon à évaluer la contrainte d'effondrement, efforts d'antéro-flexion au moment de la détente de la posture, qui sont créés sur le corset. Ainsi, ce test a pour but de fournir au concepteur des informations relatives à la force maximale que le tronc exerce sur le corset, notamment sur les supports et le mécanisme.

Pour la réalisation de ce test, le système de blocage du mécanisme était désactivé de façon à permettre au mécanisme de se déplacer librement selon la charge existante (Figure 55). Les efforts de frottement des pièces du mécanisme ont été négligés.

Ainsi un ressort calibré en alliage d'acier était introduit de façon à établir une relation entre la déformation du ressort et la force de chute de la posture, traduit par l'équation suivante.

$$F = k. \Delta l \quad (Eq. 6)$$

Il a été demandé au patient de s'effondrer au maximum possible dans son corset de façon à exercer la compression maximale possible sur le mécanisme (mât de distraction).

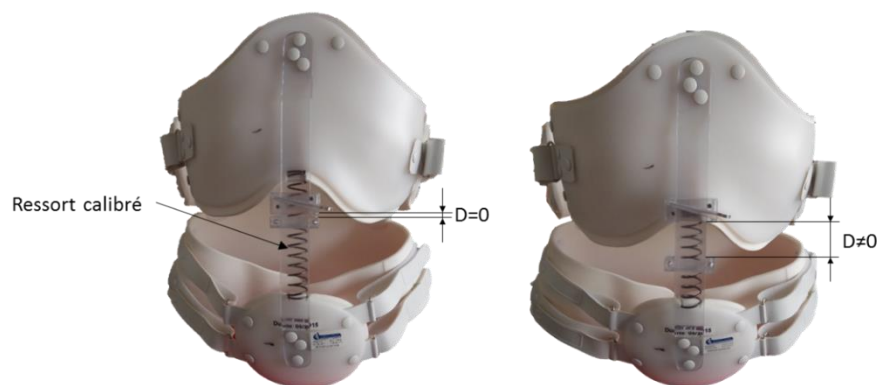


Figure 55 : Appareillage pour évaluer la force de chute du tronc.

Les dimensions du ressort utilisé sont 135mm x 22mm et la constante élastique du ressort (k) K=1.63N/mm.

7.2 Résultats des tests de force d'effondrement du tronc

Les résultats des tests de force d'effondrement montrent que le mécanisme du corset DTPA doit supporter une force de compression verticale supérieure à 55 N (Tableau 17). Cette force est la force maximale que le patient camptocormique est capable de réaliser.

Tableau 17 : Force de chute du tronc.

	Hommes		Femmes	
	ΔL (mm)	F(N)	ΔL (mm)	F(N)
Moyenne	26,33±7,63	42,92±12,44	25,21±4,61	41,00±7,52

Bien que la force d'effondrement du tronc semble supérieure chez l'homme par rapport aux femmes, en vérité la différence entre eux n'est pas statistiquement significative ($P>0.05$).

7.3 Discussion des résultats des tests de force d'effondrement du tronc

Les résultats observés ont un caractère surprenant dû à la valeur si faible de la force d'effondrement observée. Ce fait peut être lié à la position des supports de l'orthèse, notamment le support final (ou thoracique) par rapport au centre de rotation du tronc et au type de patient (patient « pivotant » ou patient « déroulant »). Parce que ce sont les premiers résultats décrits dans la littérature chez des patients camptocormiques, il n'est pas possible d'obtenir une comparaison plus approfondie sur la force maximale d'effondrement du tronc.

Les résultats suggèrent que le concepteur n'as pas besoin d'envisager des différents mécanismes selon le genre, puisque que la force d'effondrement n'est pas significativement différente. Pour une raison de sécurité, un surdimensionnement de facteur 2.0 du mécanisme est retenu en raison des défauts de positionnement et d'assemblage des pièces liés aux méthodes de fabrication de l'entreprise.

8 Analyse des tests de variations morphologiques du tronc

8.1 Description des tests de variations morphologiques du tronc

Une orthèse est un dispositif médical en contact direct avec le corps humain et pour cette raison elle doit fournir des sensations de confort et doit pouvoir s'adapter à la morphologie du segment du corps lors de son utilisation.

Ce critère morphologique est d'extrême importance. Une orthèse est portée plusieurs heures par jour, au cours de plusieurs mois. Pour cette raison il est souvent nécessaire d'une réadaptation de l'orthèse au corps. Ce fait est lié à la partie du corps où l'orthèse est placée, car au cours de l'utilisation de l'orthèse, la morphologie du corps peut changer de façon plus ou moins significative (variabilité traitée dans la section 4.2 du chapitre 1).

De plus, dans le cas spécifique du corset DTPA, la raison de cette réadaptation peut être liée au fait que le redressement induit par le port du corset est susceptible d'entraîner des modifications morphologiques et de la partie du squelette concernée (PSC).

Sachant qu'un des segments du corps qui change le plus est le tronc (capacité de maigrir ou grossir), le but de l'évaluation morphologique est l'objectivation et quantification de ces transformations éventuelles. Ce fait permettra le développement d'une orthèse capable de s'adapter à ces modifications.

Pour cette raison, cette étude a été centrée sur les zones d'intérêt qui fonctionnent comme des références pour le DTPA, notamment le thorax et le ventre (Figure 56). Ces deux régions ont été définies séparément car elles présentent des possibilités de modification morphologiques différentes, en raison de la concentration de masse adipeuse. La région du thorax a été identifiée comme région 1 et la région du ventre comme la région 2 (Figure 56).

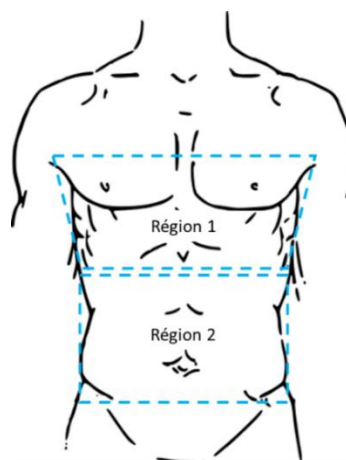


Figure 56 : Régions du tronc.

De plus, des mesures en différentes positions du tronc, redressée et spontanée (ou position camptocormique), ont été faites. L'objectif des mesures des paramètres morphologiques en différentes postures vise à vérifier l'influence du changement des postures sur l'adaptation de l'orthèse.

Cette prise de mesure, réalisée au moyen d'un mètre ruban et d'un scanner 3D, a permis d'évaluer trois distances anatomiques : xiphoïde – Eias droit ; xiphoïde – Eias gauche et xiphoïde – nombril (Figure 57).

Ensuite, le périmètre du tronc a été évalué à trois niveaux différents, niveau sternal (niveau 1), niveau du nombril (niveau 2) et niveau du bassin (niveau 3) (Figure 57).

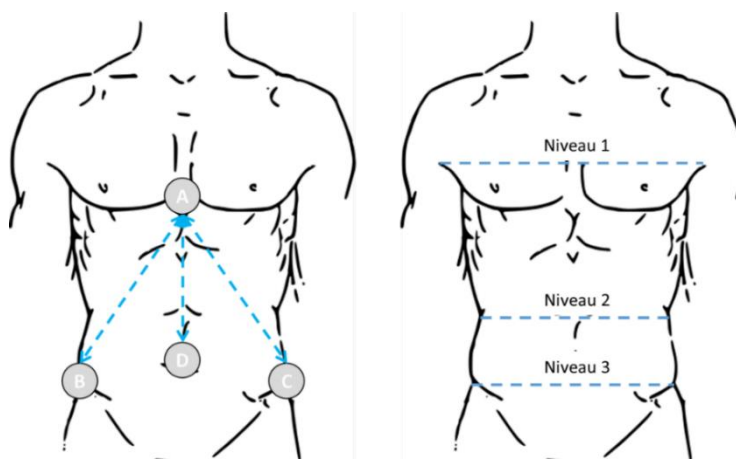


Figure 57 : Mesures morphologiques.

8.2 Résultats des analyses morphologiques du tronc

L'orthèse est un dispositif en contact direct avec le corps. Pour cette raison elle doit être capable d'accompagner les modifications morphologiques du segment du corps sur laquelle elle va être placée.

Le tronc est une des parties du corps qui est la plus susceptible de changer sa morphologie au fil de l'utilisation de l'orthèse. Pour cette raison une analyse des variations morphologiques du tronc en différentes positions (position redressée – position spontanée) a été proposée dans le protocole d'évaluation des patients camptocormiques (Tableau 18).

Tableau 18 : Variations morphologiques entre la position spontanée et la position redressée.

	Distances (mm)			Niveaux (mm)		
	ΔAB	ΔAC	ΔAD	Δ Niveau 1	Δ Niveau 2	Δ Niveau 3
Moyenne	32,6±23	31,6±21	40,6±21	12,9±9	60,6±19	49,7±15
*P	0,263	0,304	0,38	0,48	0,47	0,42

*ANOVA

Il n'existait pas de différence significative ($P>0,05$) de la variation des distances AB, AC et AD (Figure 57) entre les positions spontanée et redressée. De plus, il a aussi été observé que les variations morphologiques entre les niveaux considérés n'étaient pas significatives ($P>0,05$).

8.3 Discussion des résultats des analyses morphologiques du tronc

Cependant, lors de la conception d'une orthèse, une variation morphologique de 30 mm peut, individuellement, avoir une influence au niveau du confort local proportionné par l'orthèse (partie pelvienne).

De plus, en regardant les périmètres, il est observé que les variations au niveau du thorax qui résultent d'un changement de position, sont plus faibles qu'au niveau du ventre.

Les résultats ne montrent pas de différences significatives. Cependant, l'absence de signification peut être liée au fait d'avoir évalué un petit échantillon et donc, des variations interindividuelles augmentent les déviations standards. De fait des variations des périmètres thoraciques de 12.9 mm (partie thoracique) en moyenne peuvent tout à fait être responsables d'une désadaptation du corset dont nous avons proposé de tenir compte.

Ainsi, les résultats suggèrent que le corset, notamment les supports et les composants d'interaction d'interface, doivent envisager l'adaptation au corps pendant différentes positions au fil de l'utilisation de l'orthèse.

Ce fait, peut suggérer soit la conception de supports qui compensent ce type de variations morphologiques, soit l'intégration de composants d'interaction d'interface qui ont des caractéristiques déformables pour s'adapter à chaque situation.

Conclusions du chapitre

Aspect biomédical

Ce chapitre a présenté l'évaluation de l'apport du corset DTPA pour les patients camptocormiques au niveau postural et au niveau musculaire.

L'évaluation biomécanique du patient camptocormique, sans et avec corset, a ainsi permis de montrer la contribution à la réduction des flèches posturales en position statique et au cours de la marche. Il a été possible d'observer que le corset permet une meilleure stabilisation posturale au cours de la position redressée et réduit l'activité musculaire au niveau lombaire en position immobile et également au cours de la marche.

De plus, en vue des résultats de l'utilisation du corset, un rapport entre les réductions d'activité musculaire, les corrections posturales apportées par le corset et les douleurs lombaires, souvent avancées par les patients camptocormiques, peuvent être considérées.

Les résultats suggèrent aussi que, l'utilisation du corset permet d'augmenter le périmètre de marche, la vitesse, la cadence et la longueur du pas, objectivés dans cette étude lors du port du corset. Ces résultats proviennent du fait que le corset permet une diminution du coût énergétique de la marche induite par le soutien du tronc.

Ces analyses ont ainsi permis de souligner l'efficacité biomécanique du corset proposé pour le traitement de la camptocormie.

Enfin, une des limitations de cette étude est liée au fait de seulement une analyse instantanée a été faite. Sachant que plusieurs mesures doivent être prises au fil de l'utilisation de l'orthèse, ce fait n'était pas possible dû à la difficulté logistique d'avoir le même patient plusieurs fois pendant une durée de temps plus longue.

Aspects bio-conception

A partir de cette évaluation biomécanique des critères de conception permettront le développement d'un corset plus adapté aux besoins des patients, ont été dégagés.

Il a été possible de distinguer deux types de patients camptocormiques selon le type de flexion du tronc : camptocormiques pivotants et camptocormiques déroulants. Ce constat présente un intérêt au niveau de la conception du composant d'interaction articulaire qui devra respecter la cinématique du tronc (des références) lors du redressement.

Un autre critère dégagé à partir de l'analyse biomécanique a été la force que le composant d'interaction d'articulation doit supporter quand il est bloqué en usage effectif. Ce critère permet au concepteur de dimensionner le composant pour résister à la force d'effondrement du tronc du patient.

L'analyse biomécanique a également permis l'évaluation des variations morphologiques du tronc du patient camptocormique. Il a été observé qu'il existe deux types de variations morphologiques du tronc (notamment des références) selon la région considérée qui doivent être prises en compte au moment de la conception du corset. Cette évaluation permettra au concepteur d'acquérir des informations utiles au développement des composants d'interaction d'interface (CII).

Enfin, l'analyse biomécanique suggère la prise en compte d'une différenciation par genre de la population qui utilise le corset. Cette différenciation a été nécessaire en raison de la différence morphologique, au niveau des références, entre les hommes et les femmes. Ainsi, le concepteur doit tenir en compte ce facteur lors du développement des supports de l'orthèse.

Une des limitations de cette étude est liée à l'impossibilité de recueillir l'activité musculaire aux niveaux des abdominaux. Bien que les muscles abdominaux puissent avoir une influence dans le processus de redressement du tronc, l'échantillon utilisé est au-dessus de son poids idéal et notamment présente une grosse masse adipeuse au niveau du ventre. Pour cette raison il a été impossible d'obtenir un signal électromyographique propre à partir des EMGs de surface.

Chapitre IV

Développement des orthèses



Résumé du chapitre

Ce chapitre aborde le processus de conception de produits et propose une particularisation pour les orthèses.

Une méthode de conception d'orthèses avec mécanisme est proposée en prenant en compte la cinématique définie par la prescription médicale. Cette méthode s'appuie sur une base de connaissances des mobilités la plus exhaustive possible. Cette base prend en compte les liaisons 2D en raison de la cinématique propre aux orthèses.

De plus, une méthode de construction d'une base de données des composants est proposée, afin d'accompagner la prise de décisions du concepteur lors des choix technologiques. Cette base intègre les compétences du domaine industriel.

Organisation du chapitre

Conception d'un produit

- Vers une définition du terme "conception"
- Processus de conception d'un produit

Particularisation de la démarche pour le cas des orthèses

- Spécificités du produit "orthèse"
- Acteurs dans la conception d'une orthèse

Elaboration d'une base de connaissances de mobilités

- Besoin et intégration de la base de connaissances des mobilités
- Elaboration de la base de la base de connaissances des mobilités

Méthode de conception d'OAM

- Recherche de mécanismes
- Adéquation entre concepts et contraintes de déplacement et entre concepts et contraintes dimensionnelles
- Adaptations de confort
- Méthode de construction d'une base de données de composants
- Définition du blocage
- Définition finale de l'OAM
- Qualification de la conception

1 Conception d'un produit

La conception d'un produit est une tâche primordiale dans le développement d'une entreprise. Pour une raison d'efficacité, le processus de conception doit reposer sur une logique de développement et, dès la conception, rechercher les facteurs de réduction des coûts [116]–[119].

Pour cette raison, mais aussi de façon à obtenir des produits plus performants, le processus de conception, doit respecter une logique de développement et mettre en œuvre des méthodes de conception adaptées au produit à développer [120].

Il est observé qu'en général, la conception évolue selon un processus continu, basé sur une succession de tâches « *step-by-step* » qui permet entre autres, la structuration de l'information nécessaire au concepteur [119], [121], [122].

Afin de construire une méthode spécifique pour le développement d'orthèses, il est d'abord nécessaire d'analyser la définition du terme « conception » en mécanique.

1.1 Vers une définition du terme « conception »

Selon le dictionnaire Larousse la conception est l'action d'élaborer un produit.

Selon Suh, la conception peut être définie comme le passage de l'expression et de la compréhension du besoin à son intégration lors du développement du produit. Par suite, le besoin doit être traduit en exigences fonctionnelles puis en paramètres de conception [123], [124].

Selon Roozenburg et Eekels, la conception de produits a pour objectif de répondre aux besoins de l'utilisateur [125]. Ainsi, les auteurs introduisent la notion de niveaux d'importance des besoins exprimés. Cette hiérarchisation est déterminante au niveau du développement des dispositifs médicaux, notamment les orthèses, où le traitement prescrit par le médecin résulte du besoin principal.

Selon Reymen le processus de conception est défini comme une séquence d'activités nécessaires pour créer une ou plusieurs représentations du produit envisagé [118]. Reymen souligne ainsi l'importance d'une structuration hiérarchisée des informations nécessaires lors de la conception et le rôle de la réalisation de prototypes, numériques ou physiques.

Selon Ullman, la conception s'accompagne d'une évolution de l'information technique et de prises de décisions. Au cours du processus de conception, le passage d'un concept abstrait vers un objet réel est guidé par une succession de représentations abstraites, de prototypes numériques ou physiques [126].

Selon Pahl and Beitz, la conception correspond à la création d'un produit qui doit être basée sur une approche systématique pour répondre aux besoins du client [127]. Par cette approche, l'auteur introduit un ordre systématique des tâches qui permet de structurer l'information et le processus de conception.

En synthèse, la conception apparaît comme un processus systématique structurant l'information et la prise de décisions. Ce processus permet de hiérarchiser et de satisfaire les besoins de l'utilisateur en prenant en compte les maîtrises technologiques spécifiques (domaine, société).

1.2 Processus de conception d'un produit

Le développement d'un produit est donc une tâche complexe qui commence par l'expression des besoins des utilisateurs et développe un concept qui vise satisfaire à ces besoins [128]. Ce concept dépend d'une traduction des informations en exigences dans le cahier des charges.

Ainsi, la recherche de concepts dépend de la qualité de la traduction des informations. Pour cette raison, le processus de conception doit être structuré pour garantir un flux d'informations clair [129].

La Figure 58 présente quatre processus de conception établis par des auteurs de référence. Pahl & Beitz suggèrent une approche minimaliste. Ils divisent le processus en quatre étapes : « *planning and clarification of the task* », « *conceptual design* », « *embodiment design* » et « *detailed design* » [127].

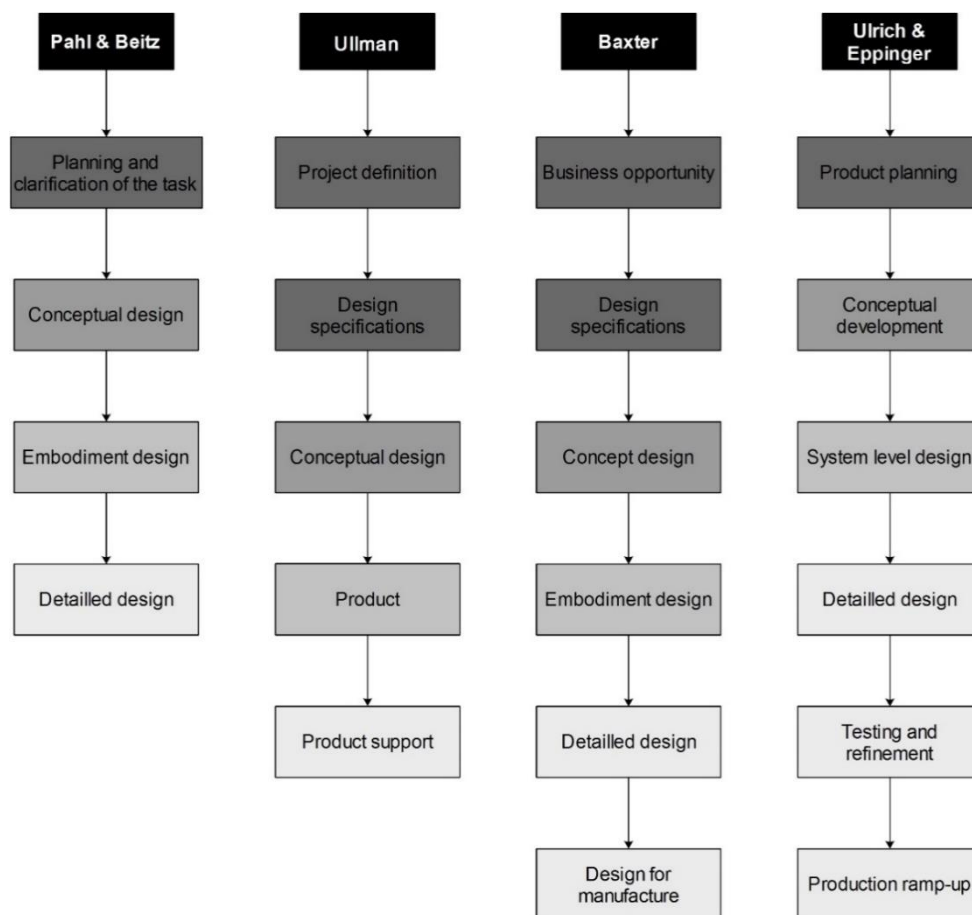


Figure 58 : Principaux processus de conception (adapté de [126]–[128], [130]).

En revanche, Ullman, Baxter et Ulrich divisent ce processus en cinq et six étapes respectivement [122], [130], [131].

Ullman subdivise le « *planning and clarification of the task* » successivement, en « *project definition* » et « *design specifications* » [122]. En fait, ces deux étapes visent à établir le cahier des charges fonctionnel du projet (CdCF) (ISO 9001). Le CdCF traduit, regroupe et hiérarchise les besoins des utilisateurs, leurs exigences et leurs souhaits [128], [132], [133]. Le document final comporte des critères d'appréciation de la réalisation des fonctions et précise la flexibilité de ces critères ainsi que des niveaux d'acceptation [132].

Baxter divise l'étape de « *planning and clarification of the task* » en « *business opportunity* » et « *design specifications* ». Il divise également l'étape de « *detailed design* » en « *detailed design* » et « *design for manufacture* » [130]. A partir de cette division, il préconise l'évaluation du marché avant le

développement d'un produit et la définition du CdCF. Enfin, à l'issue du processus de conception, l'auteur introduit l'idée de préparation et de prise en compte de la fabrication.

Ulrich & Eppinger proposent une division en six étapes. La différence principale se situe dans la dernière « *detail design* ». Cette étape est divisée en « *detail design* », « *testing and refinement* » et « *production ramp-up* » [134]. Ces trois étapes soulignent l'idée d'une amélioration continue du produit à partir du suivi en cours d'utilisation par des tests et des expérimentations avant une production à large échelle.

Ainsi, bien que les divisions suggérées dans ces trois derniers cas soient plus détaillées, elles sont toutes basées sur la partition initiale de Pahl & Beitz. Autrement dit, Pahl & Beitz regroupent des étapes dissociées par Ullman, Baxter et Ulrich & Eppinger. Pour cette raison, nous choisissons de décrire la partition du processus de conception proposée par Pahl & Beitz (Figure 59) [127].

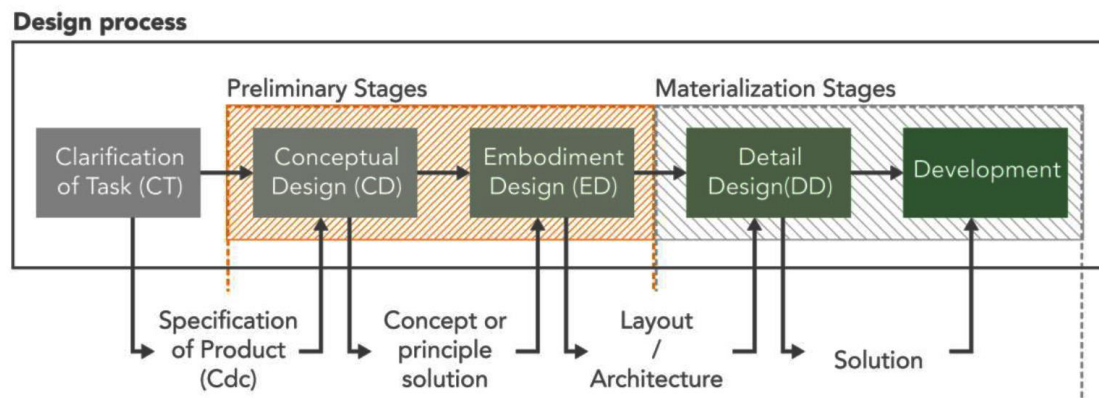


Figure 59 : Processus classique de conception (adapté de [127]).

Selon Pahl & Beitz la « clarification of task » correspond à l'analyse du besoin [127]. Cette étape recherche et hiérarchise des informations relatives à l'identification du problème, la finalité du produit, les attentes du client et les produits des concurrents entre autres. Selon la vision de Pahl and Beitz, cette phase doit être intégrée dans les tâches du département de marketing.

A ce stade, le cahier des charges du produit est défini. Alors, les contraintes issues du CdCF doivent contribuer à l'élaboration d'un ou plusieurs concepts qui permettront de résoudre le problème et ensuite de produire la matérialisation du concept (numériquement et/ou physiquement) [127].

Le CdCF doit être continuellement mis à jour par un processus itératif d'information (« *information feedback loop* ») au cours de la phase « *conceptual design* ». Selon Lawson cette nécessité d'itérations est liée au fait que les concepteurs arrivent à mieux comprendre le problème de conception à partir de leurs tentatives successives de résolution [135].

De plus, il est possible de regrouper les étapes à la suite de la définition du cahier des charges en « *preliminary stages* » et « *materialization stages* » (Figure 59). L'étape préliminaire inclut les phases du « *conceptual et embodiment design* ». Cette étape est déterminante dans le processus de conception car elle assure la liaison entre le CdCF et la conception détaillée. Dans cette étape, des concepts et des architectures initiales sont recherchés et définis.

L'étape de la matérialisation englobe ensuite la phase « *detail design* » et la production effective du produit. Elle définit chaque composant, fournit un plan d'ensemble détaillé et des spécifications [104] [136]. Cette vision plus fine de l'approche proposée à la Figure 59 par Palh & Beitz est traduite par la Figure 60.

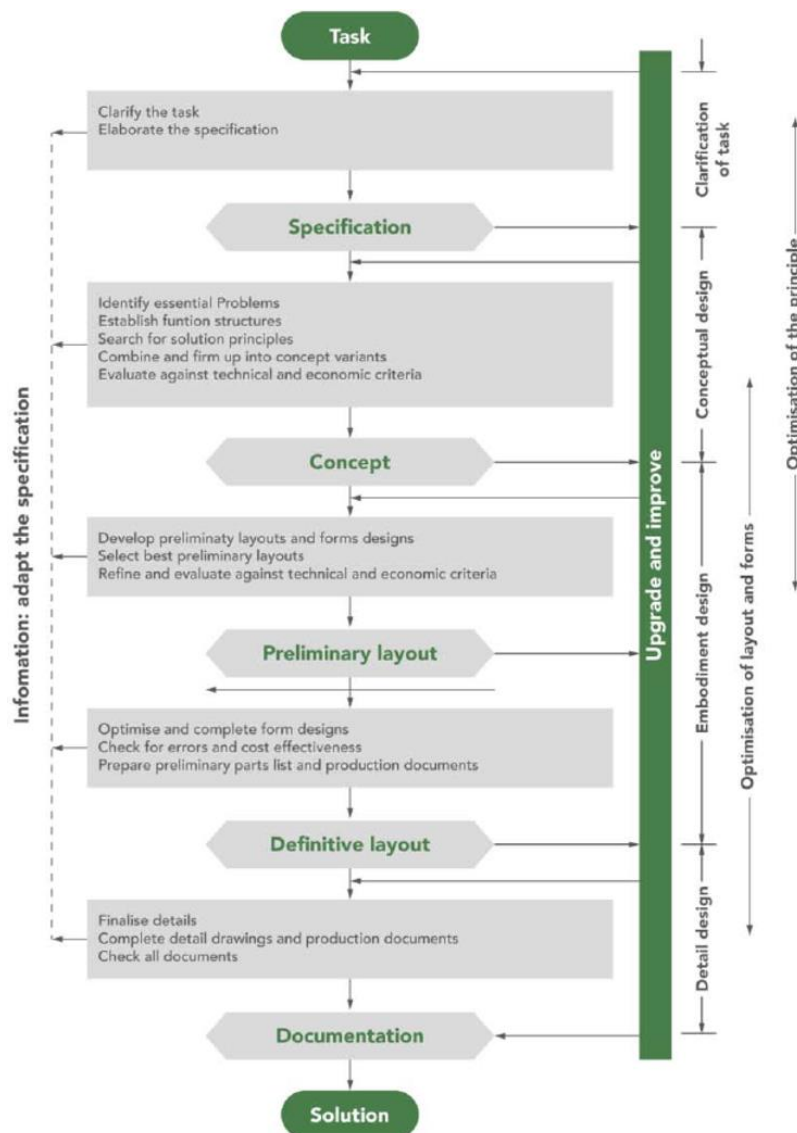


Figure 60 : Démarche de conception proposée par Pahl and Beitz (adapté de [127]).

2 Particularisation de la démarche pour le cas des orthèses

Le domaine des dispositifs médicaux, des dispositifs orthopédiques en général, présente des exigences spécifiques lors de la conception. La variabilité des caractéristiques du patient/utilisateur et l'obligation du contact permanent avec une orthèse génèrent des contraintes qui ne sont cependant pas toujours prises en compte lors du développement.

La conception dans le domaine orthopédique et notamment dans le cas des orthèses, doit satisfaire deux points primordiaux : la satisfaction de la prescription du médecin et l'ergonomie du dispositif (confort, adaptation, mise en place,...) pour satisfaire le patient. Ces deux points peuvent présenter des contradictions apparentes : malgré un traitement efficace, un effet d'inconfort indésirable peut être ressenti par le patient.

L'analyse du besoin présente par conséquent des contraintes spécifiques liées au domaine. Pour cette raison, dans le cas des orthèses, elle ne peut pas être uniquement basée sur l'analyse de marketing, comme proposée par Pahl and Beitz [127].

De plus, dans la conception des orthèses, malgré l'existence de démarches et de méthodes, les contraintes sous-jacentes au domaine et notamment aux attentes des utilisateurs ne sont pas suffisamment intégrées. Plusieurs outils sont cependant prévus (QFD, cartes Mind Maps, ...), mais ils intègrent beaucoup trop partiellement les besoins biomécaniques ou médicaux établis par une évaluation expérimentale [137]–[139].

Sur la base de ce constat, les approfondissements proposés dans cette étude visent à intégrer les aspects liés au domaine orthopédique, à rendre le flux des informations plus clair et les produits mieux adaptés aux besoins (performants).

En prenant appui sur la démarche proposée par Palh & Beitz (Figure 58), nous proposons l'extension ci-dessous qui intègre les contraintes biomécaniques et médicales. Cette extension centre le processus de conception sur l'utilisateur ; elle est liée au domaine spécifique des orthèses (Figure 61).

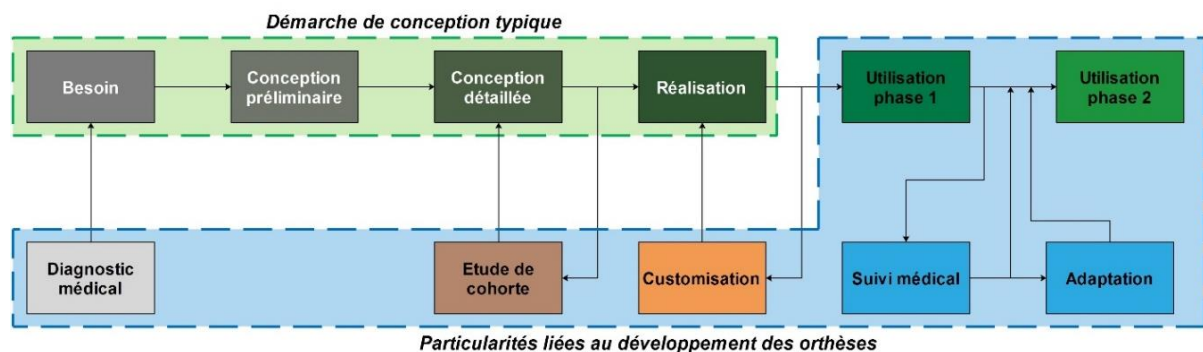


Figure 61 : Démarche de conception proposée pour les orthèses.

Ainsi, l'extension proposée dans cette étude de la démarche établie par Pahl & Beitz est composée de :

- **Diagnostic médical :** le médecin identifie la pathologie et établit la prescription médicale.
- **Etude de cohorte :** des prototypes fonctionnels sont réalisés et le médecin effectue une étude fondée sur un échantillon significatif de patients de façon à synthétiser des informations précises au cours du processus de développement.
- **Customisation :** l'orthoprothésiste développe les supports adaptés à la morphologie du patient. Cette phase n'est présente que dans le cas des orthèses sur mesure.
- **Utilisation phase 1 :** le patient utilise l'orthèse durant une courte période, avant une éventuelle consultation de suivi médical.
- **Suivi médical :** le médecin réalise une consultation destinée à évaluer les nécessités d'ajustement de la prescription.
- **Adaptation :** l'orthoprothésiste réalise les ajustements éventuels prévus par le médecin. Comme pour la customisation, cette étape n'existe que pour les orthèses sur mesure.
- **Utilisation phase 2 :** le patient utilise l'orthèse.

Ce diagramme (Figure 61) sera détaillé dans la section 2.2 où l'intervention de chaque acteur est décrite.

2.1 Spécificités du produit « orthèse »

Trois dispositifs médicaux sur quatre sont prématurément retirés du marché avant leur seconde année d'exploitation [82], [88], [89], [140]. Dans le cas des orthèses, la réalité n'est pas différente. Le

développement d'orthèses repose souvent sur des PME, qui ne disposent que rarement d'un département de recherche et développement. Pour cette raison, leurs processus de développement sont fondés sur des connaissances empiriques et la maîtrise métier [141], [142].

La première particularité est liée à l'évolution du diagnostic médical et du traitement au cours du temps. Dans ce cas, le médecin doit détailler le besoin au niveau du traitement en prenant en compte les limitations du patient (rapport au traitement, possibilités d'évolution,...).

La seconde particularité est liée aux contacts orthèse – corps, notamment au composant d'interaction d'interface qui assure ce contact. Cette interface est un point clé dans la perception et l'évaluation du dispositif par le patient.

De plus, sachant que la morphologie du corps peut varier (cf. section 6 du chapitre 2), la démarche de conception de certaines orthèses doit prévoir un accompagnement du sujet pendant l'utilisation. Cette évaluation doit débuter dès la conception et se poursuivre au cours du traitement.

Cet ensemble de particularités fait que la conception d'une orthèse englobe une vaste gamme de connaissances en différents domaines. Ainsi, ces trois points soulignent la nécessité d'une équipe de conception multidisciplinaire qui doit prendre en compte la connaissance du domaine industriel, du domaine médical et du domaine de l'utilisateur (patient).

2.2 Acteurs dans la conception d'une orthèse

Les connaissances utiles au processus de conception d'une orthèse impliquent donc le domaine médical, le domaine industriel et le patient. Cette caractéristique induit un fonctionnement collaboratif lors du développement de l'orthèse et un processus de conception centrée sur l'utilisateur (Figure 62).

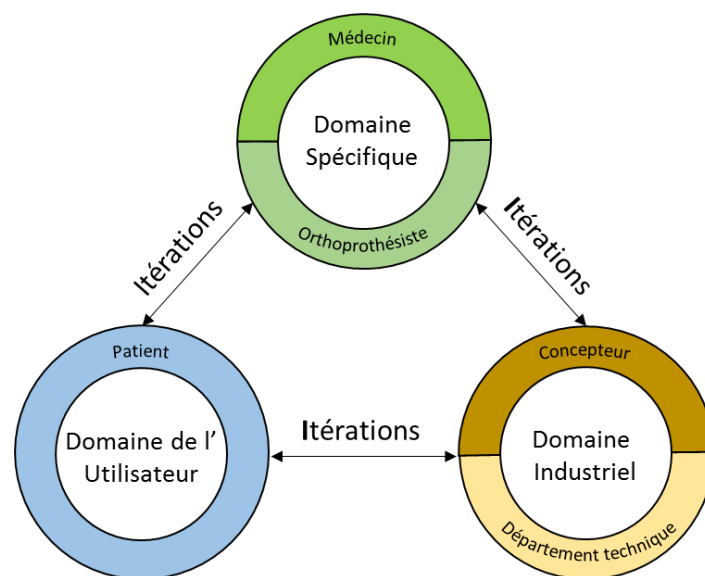


Figure 62 : Acteurs dans le processus de conception d'une orthèse.

2.2.1 Domaine spécifique ou médical : Actions et contraintes médicales

De ce domaine, deux intervenants principaux, le médecin et l'orthoprothésiste, contribuent au déroulement du processus de conception.

Médecin :

Le médecin contribue à plusieurs phases du processus de développement de l'orthèse. Il réalise un diagnostic et une prescription. Pour cette raison, il intervient dans l'étape d'analyse du besoin.

De plus, lors de la conception détaillée, le médecin assure le suivi d'un échantillon significatif de patients (étude de cohorte) avec un prototype fonctionnel, de façon à compléter les informations nécessaires au processus.

Enfin, après la réalisation du dispositif, il assure un suivi et l'éventuelle prescription d'une adaptation.

Orthoprothésiste :

L'orthoprothésiste a un contact direct avec le patient et contribue de façon active à l'élaboration du traitement. Il intervient au cours de la réalisation de l'orthèse et du suivi médical.

Il est responsable de la géométrie et du dimensionnement des supports de l'orthèse (cas des orthèses sur mesure). Il intègre la prescription médicale et réalise l'adaptation de l'orthèse au corps du patient.

2.2.2 Domaine industriel : Actions et contraintes industrielles

Il y a deux intervenants principaux dans le domaine industriel, le(s) concepteur(s) et le département technique, qui s'impliquent dans le processus de conception d'une orthèse.

Concepteur :

Le concepteur intervient au cours de plusieurs étapes du processus, conjointement avec le médecin et l'orthoprothésiste dans la définition du cahier des charges.

En phase de conception préliminaire, il contribue à la recherche de concept pour l'orthèse et applique des méthodes structurées qui permettent de guider tout le processus.

Lors de la conception détaillée, concepteur et équipe médicale intègrent les informations provenant du suivi de cohorte.

Département technique :

Le département technique est le responsable du passage du concept au produit. Il assure la gestion des ressources nécessaires à la réalisation de l'orthèse.

2.2.3 Domaine de l'utilisateur : Actions et contraintes du patient

Le patient, utilisateur terminal de l'orthèse, est pris en compte dès l'élaboration du CdCF et la phase de conception préliminaire dans la définition des spécificités : confort et adaptation des interfaces, données géométriques et cinématiques.

Pour cette raison, la démarche que nous proposons est basée sur le principe de la conception centrée utilisateur [137], [143], [144].

En synthèse, tous ces acteurs doivent être intégrés dans le processus et la démarche de conception d'une orthèse. Leurs contributions doivent être structurées au cours des différentes phases.

La phase de conception préliminaire est celle qui influence le plus le produit final. Les connaissances nécessaires aux acteurs, et notamment au concepteur, doivent être par conséquent, les plus claires et les plus précises possibles [145].

Selon les situations de vies (cf. section 6 du chapitre 2), les orthèses OAM autorisent des déplacements. Pour cette raison, il est nécessaire d'élaborer pour le concepteur une base de connaissances de mobilités. Cette base est construite en fonction du nombre de pièces du mécanisme et des types de liaisons entre ces pièces.

3 Elaboration d'une base de connaissances de mobilités

Le succès de la conception des orthèses avec mécanisme (OAM) dépend, entre autres, de la performance du mécanisme et des composants d'interaction d'interface qui les composent. Comme présenté dans la section 5 du chapitre 2, le mécanisme est constitué par une chaîne cinématique qui intègre l'ensemble des pièces et des liaisons entre deux supports et qui lui confère une mobilité.

Ainsi, en prenant en compte les liaisons mécaniques élémentaires définies par la norme – NF EN ISO 3952-1, il a été possible de créer une base de données exhaustive des concepts de mécanismes en chaîne ouverte selon le nombre de pièces et les mouvements envisagés entre les supports.

De cette façon, la base élaborée représente le point de départ de la méthode de recherche des mécanismes pour les OAM.

3.1 Besoin et intégration de la base de connaissances des mobilités

Une base de connaissances, dans le domaine de la conception mécanique, peut être définie comme une base de données contenant des informations nécessaires à la conception d'un dispositif [146]–[148]. Elle peut alors être vue comme un outil de conception qui permet le stockage ordonné des informations.

Dans le cas de la conception des OAM, l'existence d'un mécanisme, oblige le concepteur à intégrer la cinématique relative des références selon la prescription médicale. Ainsi, lors de la conception préliminaire, le concepteur sélectionne et hiérarchise les concepts (sous forme de chaînes cinématiques) qui répondent aux besoins.

La base de connaissances des mobilités considère tous les concepts possibles, classés en fonction du nombre de pièces de la chaîne (mécanisme plus support final). Elle fournit au concepteur les éléments d'ordonnement et de sélection des concepts selon les critères envisagés. Cette base constitue l'élément de départ de la méthode de conception proposée.

3.2 Elaboration de la base de connaissances des mobilités

Pour l'élaboration de la base, les définitions décrites dans la théorie des mécanismes (pièce, liaison, mobilité, degrés de liberté et degrés d'hyperstatisme) présentées dans la section 5 du chapitre 2 ont été utilisées. La base de connaissances des mobilités a été développée sur la plateforme Microsoft Excel 2013.

Uniquement pour des raisons d'explication de la base de connaissances des mobilités et comme il n'est pas possible de présenter la totalité de cette base, seulement la partie correspondante aux orthèses d'accompagnement est présentée. Pour cette raison, il existe toujours un degré de liberté dans le côté corps même en chaîne fermée.

3.2.1 Hypothèses de l'étude

Les hypothèses de la théorie des mécanismes sont prises en compte. Ainsi, l'étude considère :

- des pièces indéformables,
- des liaisons sans jeu,
- des surfaces en contacts géométriquement parfaits.

Une hypothèse complémentaire, liée aux dispositifs étudiés, est prise en compte. Pour l'ensemble des orthèses avec mécanisme, le mouvement relatif des références est un mouvement à plan invariant, présentant au plus trois degrés de liberté : une rotation et deux translations. Ces orthèses assurent donc leur fonction dans un plan unique, le plus souvent para sagittal. Hors de ce mouvement plan, les déplacements de grandes amplitudes sont bloqués (Figure 63).

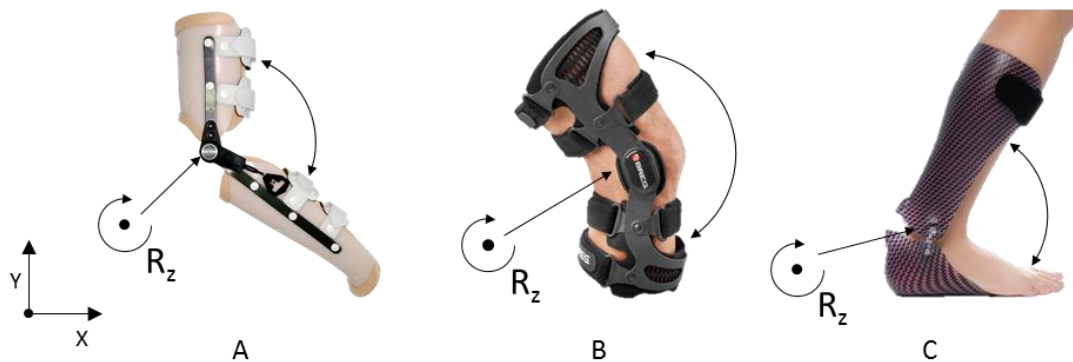


Figure 63 : Exemples d'orthèses autorisant un mouvement plan.

Ainsi, bien que la norme NF EN ISO 3952-1 inclue également les liaisons en 3D, dans le cas de l'étude, seules les liaisons autorisant un mouvement dans le plan sont prises en compte.

Pour cette raison, la base de connaissances développée ne considère que les mécanismes 2D lors des étapes de recherche des phases 1, 2, 3 et 4 de la méthode proposée. En revanche, pour le confort, des liaisons 3D peuvent être intégrées lors de l'étape d'adaptation en phase 6 (cf. section 4.3 – chapitre 4) de la méthode proposé.

3.2.2 Elaboration dans le cas 2D

Pour dégager les concepts possibles d'OAM, la base de données liste les chaînes cinématiques qui produisent les mobilités relatives entre les supports initial et final. Pour son intégration dans une méthode de conception, la base recherche fournit de façon exhaustive les mobilités (mobilités utile et interne) et les degrés d'hyperstaticité associés en fonction du nombre de pièces (Tableau 19).

Le support initial (ou bâti), n'est pas inclus dans le nombre de pièces total de la chaîne. Le nombre de pièces de la chaîne cinématique, correspond au nombre total de pièces du mécanisme plus le support final (cf. section 5 du chapitre 2).

Dans la base de connaissances des mobilités, seule la chaîne cinématique du côté dispositif est évaluée, chaîne SI – M – SF (Figure 64).

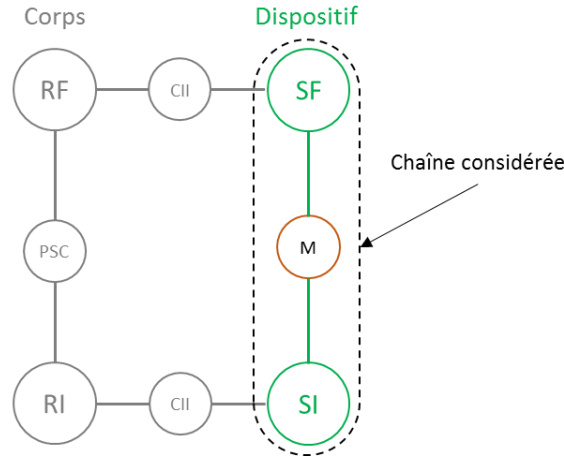


Figure 64 : Chaîne cinématique considérée dans la base de connaissances des mobilités.

Les paramètres utilisés dans cette base de connaissances ont été divisés en douze colonnes nommées de A à L.

La colonne (A) représente le déplacement du support final (SF) par rapport au support initial (SI), considéré comme le bâti. Cette colonne peut prendre les valeurs T_x (translation horizontale selon l'axe xx), T_y (translation verticale selon l'axe yy) et $T_x \cdot T_y \cdot R_z$ (rotation selon l'axe zz qui entraîne deux déplacements en xx et en yy) (Figure 65).

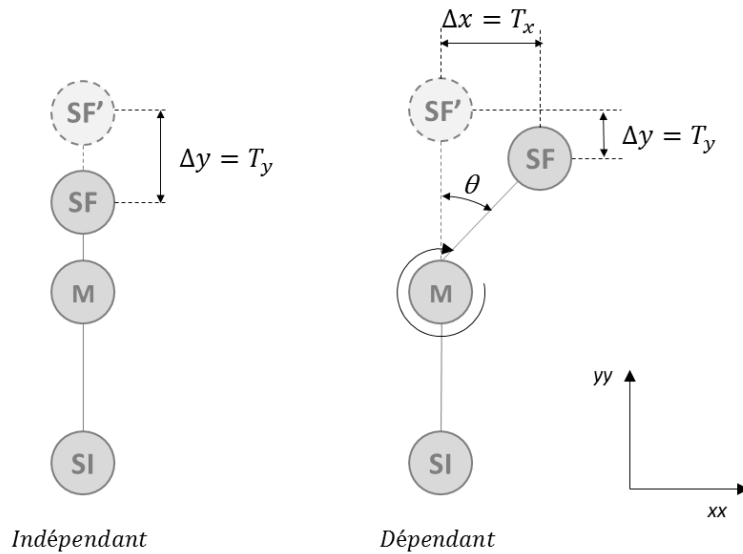


Figure 65 : Dépendance des déplacements selon les degrés de liberté existants.

Ainsi, dans le cas des mouvements indépendants, le déplacement s'effectue dans la direction permise par le degré de liberté. Par contre dans le cas des mouvements dépendants, les mouvements en xx et yy résultent de la rotation d'angle θ .

$$\Delta y = \Delta x \cdot \operatorname{tg} \left(\frac{\theta}{2} \right) \quad (\text{Eq. 7})$$

En résumé, selon le degré de liberté existant, le déplacement est unique ou les deux déplacements sont dépendants (cas de la rotation, les translations dépendantes sont alors notées T^*). Enfin, dans cette colonne, les déplacements répétés ne sont pas pris en compte.

La colonne (B) représente le nombre total de déplacements du support final par rapport au support initial. Les déplacements répétés ne sont pas compris. Par exemple, les deux translations selon yy ne sont comptabilisées qu'une seule fois.

La colonne (C) représente le nombre de déplacements qui ne sont pas générés par une rotation.

Les colonnes (D), (E) et (F), qui correspondent aux degrés de liberté T_x , T_y et R_z respectivement, détaillent le type de degré de liberté qui permettent le déplacement et le nombre de degrés de liberté de chaque type existants dans la chaîne.

Les colonnes (G) et (H) identifient les liaisons à bloquer pour immobiliser le mécanisme.

Le mécanisme de l'orthèse sera bloqué uniquement quand le SI et le SF sont en contact avec RI et RF respectivement. Par conséquent, dans le cas d'une chaîne cinématique fermée, les colonnes (G) et (H) définissent le nombre de liaisons à bloquer pour bloquer une translation entre les supports (Figure 66).

Ainsi, la colonne (G) représente le nombre de liaisons qu'il faut bloquer pour immobiliser la chaîne cinématique et la colonne (H) identifie la nature de la liaison à bloquer. Dans ce cas, les translations sont notées T et les rotations notées R.

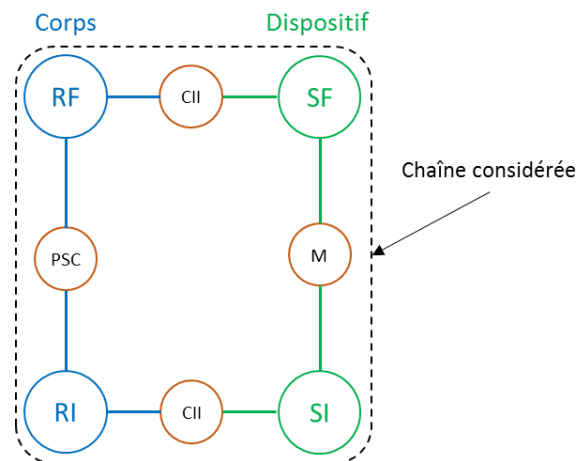


Figure 66 : Chaîne cinématique considérée pour les colonnes (G), (H), (I), (J) et (K) dans la base de connaissances des mobilités.

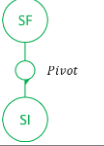
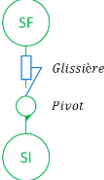
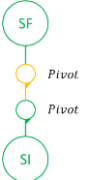
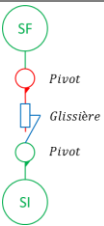
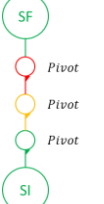
Les colonnes (I), (J) et (K), analysent les chaînes cinématiques en configuration fermée. Ainsi, ces colonnes évaluent les mobilités internes (m_i), les mobilités utiles (m_u) et donnent le degré d'hyperstatisme (h) de la chaîne cinématique fermée en prenant en compte la chaîne cinématique du côté dispositif. Dans la totalité de la base donnée les valeurs dans ces colonnes vont être en accord avec le type d'orthèse considérée.

La colonne (L) présente le schéma cinématique de la chaîne cinématique du côté dispositif.

Pour expliquer le Tableau 19 il va être considéré que le mouvement voulu du support final par rapport au support initial est une translation verticale. Cette aspect est important, notamment pour l'explication des colonnes (G) et (H) de ce tableau. De plus, il est considéré pour les colonnes (I), (J) et (K) que la chaîne est fermée et qu'il s'agit d'une orthèse de positionnement (donc, il n'existe pas de degrés de liberté disponibles dans la partie du squelette concernée).

Pour pouvoir représenter les différents solutions nous allons utiliser une représentation hybride, c'est-à-dire pour représenter une orthèse nous allons utiliser une représentation classique par des graphes de liaisons et pour pouvoir schématiser le mécanisme nous allons utiliser les schémas de liaisons mécaniques (**Tableau 19**).

Tableau 19 : Extrait de la base de connaissance des mobilités (**orthèse de positionnement**).

(A)	(B)	(C)	(D)	(E)	(F)	(G)	(H)	(I)	(J)	(K)	(L)
Mvt.	Déplacements		Degré de liberté			Liaisons à bloquer		Analyse en chaîne fermée			Schéma
SF/SI	Totaux	Indép.	T _x	T _y	R _z	Nombre	Nature	m _i	m _u	h	
Extrait du cas à une pièce – 2 solutions présentées dans un total de 6											
Ty (1)	1	1	0	1	0	1	T	0	0	2	
Tx*Ty*Rz (2)	3	1	0	0	1	1	R	0	0	2	
Extrait du cas à deux pièces – 3 solutions présentées dans un total de 48											
Tx*TyRz (3)	3	2	0	1	1	1	T	0	0	1	
Ty (4)	1	1	0	2	0	2	T	1	0	2	
Tx*Ty*Rz (5)	3	1	0	0	2	1	R	0	0	1	
Extrait du cas à trois pièces – 3 solutions présentées dans un total de 342											
Tx*TyRz (6)	3	2	0	1	2	1	T	0	0	0	
Ty (7)	1	1	0	3	0	3	T	3	0	3	
Tx*Ty*Rz (8)	3	1	0	0	3	1	R	0	0	0	

Les lignes du Tableau 19 vont être expliquées au cours des sections suivantes.

Dans le cas de la première et de la deuxième ligne, la chaîne cinématique ouverte présente une pièce et une liaison. La pièce unique est le support final.

Ligne 1

La première ligne correspond à une chaîne cinématique qui réalise un déplacement vertical de SF par rapport à SI (A). Le déplacement total dans cette chaîne est égal à 1 (B). Dans ce cas, il n'existe pas de déplacement dépendant d'une rotation (C).

Ensuite, la colonne (E) détaille le déplacement vertical du support final, réalisé par une seule liaison à un degré de liberté T_y . Pour bloquer cette chaîne en translation, il est nécessaire de bloquer la seule liaison existante, donc la liaison en translation (colonnes (G) et (H)).

La conséquence de l'existence d'une seule liaison est l'absence de mobilité interne (I). Dans ce cas, le déplacement permis par la liaison représente la mobilité utile (J) du concept de la ligne 1.

En appliquant la relation de la théorie des mécanismes on obtient, un degré d'hyperstatisme égal à deux lors de la fermeture de la chaîne (K).

Enfin, le concept peut se traduire par le schéma cinématique de la colonne (L) qui représente une liaison du type glissière dans la direction verticale entre le support initial et le support final.

Ligne 2

La deuxième ligne correspond à une chaîne cinématique qui permet la rotation de SF par rapport à SI (A). La colonne (B) considère l'existence d'une rotation et de deux déplacements en translation (donc trois mouvements). Ces deux translations résultent de la rotation, donc un seul déplacement indépendant (C).

Ensuite, la colonne (F) détaille la rotation du support final réalisée par une liaison à un seul degré de liberté R_z . Pour bloquer cette chaîne il est nécessaire bloquer la liaison en rotation (colonnes (G) et (H)).

La conséquence de l'existence d'une seule liaison est l'absence de mobilité interne (I). Dans ce cas, le déplacement permis par la liaison représente la mobilité utile de la chaîne cinématique (J). En appliquant la relation de la théorie des mécanismes on obtient un degré d'hyperstatisme égal à 2 (K).

Enfin, le concept de cette ligne peut se traduire par le schéma cinématique de la colonne (L) qui représente une liaison de type pivot entre le support initial et le support final.

Dans le cas des troisième, quatrième et cinquième lignes du Tableau 19, la chaîne cinématique ouverte comporte deux pièces et par conséquent deux liaisons. Comme le support initial est assimilé au bâti, une des pièces fait partie du mécanisme et l'autre est le support final.

Ligne 3

La troisième ligne correspond à une chaîne cinématique qui permet une rotation et un déplacement vertical de SF par rapport à SI (A). Ainsi, le nombre total de déplacements est égal à trois (une rotation qui entraînent deux translations et une translation) (B). Parmi ces trois déplacements, seuls deux sont indépendants (C), la rotation et la translation en yy .

Ensuite, les colonnes (E) et (F) détaillent les déplacements entre SF et SI. Ces colonnes indiquent que ces déplacements sont réalisés par une liaison à un degré de liberté T_y et une seconde à un degré de liberté R_z .

Pour bloquer cette chaîne en translation, il est donc nécessaire de bloquer une seule liaison (G), la liaison qui permet la translation (H).

A partir de l'analyse de la chaîne cinématique il est observé que, lors de la fermeture, la chaîne présente deux mobilités utiles (J). En appliquant la relation de la théorie des mécanismes on obtient donc, un degré d'hyperstatisme égal à 2 (K).

Enfin, le concept de cette ligne peut se traduire par le schéma cinématique de la colonne (L) qui représente une liaison de type pivot et une liaison de type glissière dans la direction verticale entre le support initial et le support final.

Ligne 4

La quatrième ligne correspond à une chaîne cinématique qui réalise un déplacement vertical du support final par rapport au support initial (A). Le nombre total de déplacement dans cette chaîne est égal à un (B), sans dépendance (C).

Ensuite, la colonne (E) détaille le déplacement vertical du support final par rapport au support initial, réalisé par deux liaisons à un degré de liberté identique, T_y .

Pour cette raison, pour bloquer cette chaîne il est nécessaire de bloquer les deux translations, colonnes (G) et (H).

Les deux liaisons en translation sont orientées dans la même direction. Il en résulte l'existence d'une mobilité interne (I) et d'une mobilité utile (J).

En appliquant la relation de la théorie des mécanismes on obtient donc, un degré d'hyperstatisme égal à 2 (K) lors de la fermeture de la chaîne.

Enfin, le concept peut se traduire par le schéma cinématique de la colonne (L) qui représente deux liaisons de type glissière dans la direction verticale entre le support initial et le support final.

Ce concept est une évolution des concepts à une pièce et une liaison de type glissière. Il offre la possibilité d'introduire deux réglages en translation : un premier pour l'approche et un second pour un réglage de précision.

Ce concept est une évolution directe du concept 1, avec une pièce unique.

Ligne 5

La cinquième ligne correspond à une chaîne cinématique qui permet la rotation de SF par rapport à SI (A). La dépendance des déplacements résultants des deux rotations, fait apparaître deux déplacements en translation (B et C).

La colonne (F) détaille la rotation du support final, réalisée par deux liaisons à un degré de liberté R_z . Pour cette raison, pour bloquer cette chaîne en translation il est nécessaire de bloquer l'une de ces liaisons (G et H).

A partir de l'analyse de la chaîne cinématique il est observé que, lors de la fermeture, la chaîne ne présente pas de mobilité interne (I) mais une mobilité utile (J). En appliquant la relation de la théorie des mécanismes on obtient donc, un degré d'hyperstatisme égal à 1 (K).

Enfin, le concept de cette ligne peut se traduire par le schéma cinématique de la colonne (L) qui représente deux liaisons de type pivot en série entre le support initial et le support final.

Comme dans la ligne précédente, ce concept offre la possibilité d'une adaptation du support initial et du support final à la position relative des références.

Dans le cas des sixième, septième et huitième lignes du Tableau 19, on se retrouve sur une chaîne cinématique ouverte à trois pièces et par conséquent trois liaisons. Le support initial est assimilé au bâti ; deux des pièces font partie du mécanisme et l'autre est le support final.

Ligne 6

La sixième ligne correspond à une chaîne cinématique qui permet la rotation et la translation de SF par rapport à SI (A). Pour cette raison il est donc considéré un nombre total de trois déplacements (B), parmi lesquels deux sont indépendants (une rotation et la translation verticale) (C).

Ensuite, les colonnes (E) et (F) détaillent le mouvement de SI par rapport à SF, réalisé par deux liaisons à un degré de liberté R_z et un degré de liberté T_y . Ainsi, pour bloquer cette chaîne en translation, il est nécessaire de bloquer une liaison en translation (G et H).

A partir de l'analyse de la chaîne cinématique il est observé que, lors de la fermeture, la chaîne ne présente une mobilité interne (I) et deux mobilités utiles (J). En appliquant la relation de la théorie des mécanismes on obtient donc, un degré d'hyperstatisme égal à 2 (K).

Enfin, le concept peut se traduire par le schéma cinématique de la colonne (L) qui représente deux liaisons de type glissière et une de type pivot entre le support initial et le support final.

Ce concept traduit une évolution des concepts à deux pièces où, à la translation entre les supports, il est ajouté deux rotations de façon à permettre une meilleure adaptation des supports à la position relative des références.

Ligne 7

La septième ligne correspond à une chaîne cinématique qui permet la translation de SF par rapport à SI (A). Elle autorise un seul déplacement (B), donc indépendant (C).

Ensuite, la colonne (E) détaille le déplacement vertical de SF par rapport à SI, réalisé par trois liaisons à un degré de liberté T_y . Pour bloquer cette chaîne il est nécessaire de bloquer chacune des liaisons (G et H).

Les trois liaisons en translation sont orientées dans la même direction. Il en résulte l'existence de trois mobilités internes (I) et une mobilité utile (J).

En appliquant la relation de la théorie des mécanismes on obtient donc un degré d'hyperstatisme égal à 3 (K).

Enfin, le concept de cette ligne peut se traduire par le schéma cinématique de la colonne (L) qui représente trois liaisons de type glissière en série dans la direction verticale entre SI et SF. Comme dans la ligne 4, ce concept permet plusieurs types de réglage.

Ligne 8

La huitième ligne correspond à une chaîne cinématique qui permet la rotation de SF par rapport à SI (A). Ces trois rotations font apparaître un déplacement en translation de SF par rapport à SI. Cette translation est dépendante des rotations (B et C).

La colonne (F) détaille la rotation de SF par rapport à SI, réalisé par trois liaisons à un degré de liberté Rz. Pour bloquer cette chaîne il est nécessaire de bloquer une de ces trois liaisons en rotation (colonnes (G et H).

A partir de l'analyse de la chaîne cinématique il est observé que, lors de la fermeture de la chaîne, elle ne présente pas de mobilité interne (I) mais une mobilité utile (J). En appliquant la relation de la théorie des mécanismes on obtient donc un degré d'hyperstatisme nul (K).

Enfin, le concept de cette ligne peut se traduire par le schéma cinématique de la colonne (L) qui représente trois liaisons de type pivot en série entre le support initial et le support final. Ce concept représente une évolution du concept à deux pièces (ligne 5).

Ainsi, après l'élaboration de la base de connaissance des mobilités, il est possible de structurer une méthode pour dégager des concepts de mécanismes pour les OAM. Cette base est considérée comme l'élément de départ. Elle ne présente pas le cas de liaisons complètes entre deux pièces ; les deux pièces seraient alors considérées comme une pièce unique.

4 Méthode de conception d'orthèses avec mécanisme (OAM)

La complexité du processus de conception est liée, dans une certaine mesure, à la qualité de l'information, aux contraintes de conception, à la présence d'intervenants différents et aux exigences particulières du domaine médical. Pour réduire cette complexité nous sommes conduits à structurer les étapes du processus de conception [149].

Ainsi, avec cette structuration, trois avantages ressortent :

- Une prise de décisions plus explicite, plus compréhensible par tous les membres de l'équipe de conception,
- Une limitation stricte de la possibilité de poursuivre dans le processus de conception en absence de prise de décision,
- L'assurance que les points importants sont traités.

Pour cette raison, une méthode de conception d'orthèses avec mécanisme (OAM) a été développée. Cette méthode est composée de neuf phases (Figure 67). Elle s'appuie sur la base de connaissance des mobilités définie au cours de la section 3 de ce chapitre.

Les quatre premières phases sont liées à une sélection progressive de concepts à partir de la base de connaissance, en fonction du type de patient et de la prescription médicale. Ces phases correspondent à l'étape de la recherche de mécanismes. Cette étape appartient à la conception conceptuelle « *conceptual design* » et a un caractère large, voire divergent ; le(s) concept(s) reste(nt) encore trop indéfini(s).

La cinquième phase établit l'adéquation entre les concepts, les contraintes de déplacements et de dimensions du mécanisme. Dans cette phase, la conception conceptuelle et la conception architecturale, « *conceptual design* » et « *embodiment design* », se chevauchent. A partir de cette phase, la méthode acquiert un caractère convergent ; les concepts commencent à être définis à travers des dimensionnements et des choix technologiques.

La sixième phase correspond au choix du type d'orthèse : OAM de positionnement ou OAM d'accompagnement. Cette phase a une influence sur le composant d'interaction d'interface. On recherche les composants d'interaction d'interface qui permettent une évolution du confort. Cette

phase est à la transition entre la conception architecturale et la conception détaillée. A l'issue de cette phase, le concepteur obtient une première version des supports et des composants d'interaction d'interface. Elle marque la fin de la conception architecturale.

La septième phase correspond à la recherche du mode de blocage du mécanisme. A l'issue de cette phase, le concepteur obtient les composants d'interaction blocables qui vont être utilisés dans l'OAM.

La huitième phase est liée à la définition finale de l'OAM. A l'issue de cette phase, le concepteur définit complètement l'OAM, les formes et les matériaux des supports et des pièces. Il effectue le choix des composants d'interaction classiques.

La neuvième et dernière phase correspond à la qualification de la conception. Dans cette phase, en prenant appui sur une étude de cohorte, l'OAM va être évaluée par des utilisateurs. Cette étape clôt le caractère conception centrée utilisateur.

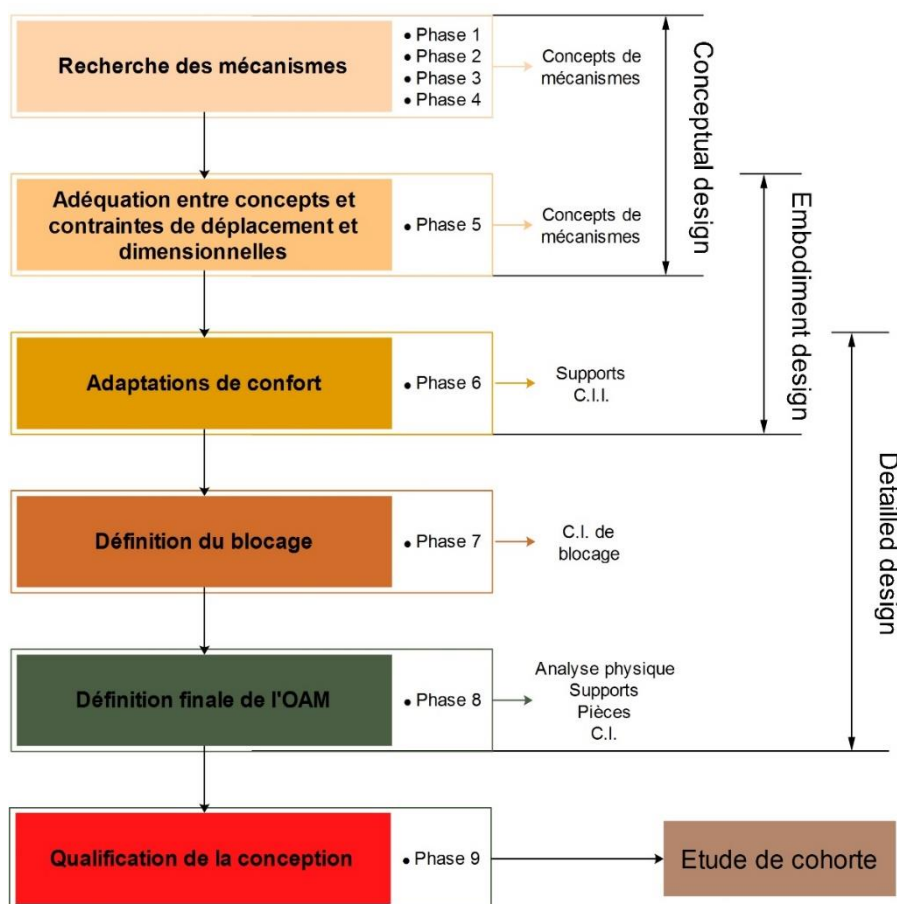


Figure 67 : Synoptique de la méthode de conception des orthèses avec mécanisme.

Bien que la méthode de recherche de mécanismes présente un caractère linéaire et séquentiel, elle englobe en même temps des processus itératifs entre les phases. L'aspect itératif permet une recherche exhaustive de mécanismes (dans les phases 1, 2, 3 et 4) en s'appuyant sur la base de connaissances des mobilités définie précédemment.

Chaque phase de la méthode est présentée de façon plus détaillée au cours des sections suivantes. De façon à faire un lien entre la description et les figures, chaque étape est identifiée par un nombre entre parenthèses signalé au cours de la description.

4.1 Recherche de mécanismes

La recherche de mécanismes comporte quatre phases successives qui incluent des processus itératifs entre eux. Dans cette partie, une sélection des concepts de mécanismes dans la base de connaissances des mobilités est faite.

4.1.1 Phase 1

Cette phase concerne la situation de vie « réglage ». Par conséquent, elle vise à définir la cinématique du mécanisme de l'OAM. Ainsi, le concepteur recherche, dans la base de connaissances des mobilités, les concepts de chaînes cinématiques qui permettent de satisfaire les mouvements relatifs entre les supports de l'orthèse. Ces mouvements sont prédéfinis au cours de la prescription médicale.

La phase 1 de la méthode (Figure 69) débute par le choix du nombre de pièces (i) qui doivent composer le mécanisme de l'OAM (1). A la fin de cette étape, la méthode prévoit une confirmation de l'existence ou non du mouvement voulu selon le nombre de pièces (i) défini (2).

Dans le cas où le mouvement voulu ne peut pas être obtenu avec le nombre de pièces i choisi, le concepteur élimine ce concept (3) et revient à la première étape. Il incrémente alors le nombre de pièces de la chaîne de i à $i+1$. En revanche, si le mouvement voulu est possible avec le nombre de pièces défini, le concepteur obtient une liste de concepts (4) et peut poursuivre.

A la fin de cette étape, une confirmation de la liste de concepts (non nulle) est faite (5). Dans le cas où la liste est nulle, le concepteur doit revenir à l'étape (1) et augmenter le nombre de pièces de la chaîne.

Par contre, si la liste de concepts n'est pas nulle, le concepteur recherche l'existence de concepts symétriques (6). Dans la base des connaissances des mobilités, toutes les configurations sont permises, l'ordre des liaisons n'est pas considéré. Ainsi, avec plus d'une pièce, il peut exister des concepts dits symétriques. Les concepts symétriques sont des chaînes cinématiques composées par le même nombre et la même nature de liaisons ordonnées de façon inverse. La Figure 68 présente deux concepts symétriques. Le concept 2 apparaît comme symétrique du concept 1.

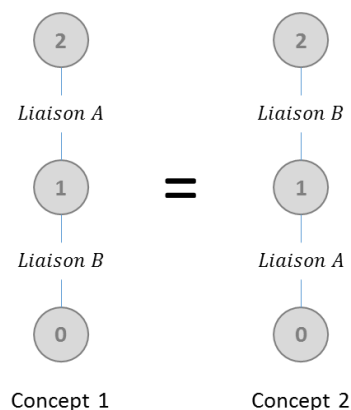


Figure 68 : Concepts symétriques.

Comme dans la phase 1 nous sommes encore dans l'étape de la conception conceptuelle, dans le cas où il existe des concepts symétriques (6), une étape d'élimination d'un de ces concepts est prise en compte (7). Dans le cas où il n'en n'existe pas, le concepteur obtient une liste de concepts sous la forme de chaînes cinématiques (8).

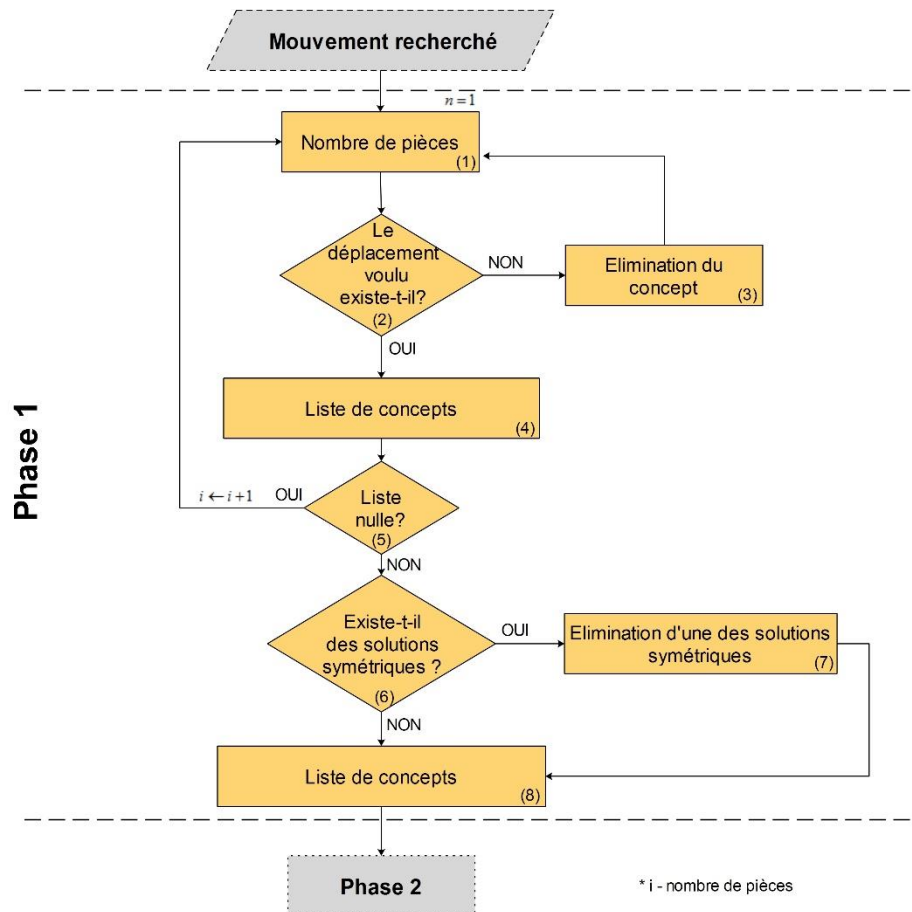


Figure 69 : Phase 1 de la méthode de conception d'OAM – recherche des mécanismes.

A titre d'exemple, pour les orthèses du genou (Figure 70), il est possible de montrer le déroulement de la phase 1 de la méthode. Dans ce cas, le mouvement recherché est la rotation du membre dans le plan sagittal, donc un degré de liberté autour d'un axe perpendiculaire au plan sagittal. Pour quelques exemples, l'explication va s'appuyer sur les notions de la théorie des mécanismes (cf. section 5 du chapitre 2).

L'orthèse de la Figure 70 – A, est composée de deux pièces ; ceci correspond à un mécanisme global à une pièce où la liaison entre le support initial (bâti) et le support final est réalisée par une liaison à un degré de liberté de type pivot.

Dans le deuxième cas, Figure 70 – B, l'orthèse est composée de trois pièces ; ceci correspond à un mécanisme global à deux pièces, où la liaison entre le bâti et le support final est faite par l'intermédiaire de deux liaisons en série et une pièce. Chacune de ces liaisons a un degré de liberté, soit de type pivot, soit de type glissière. Le concepteur assure ainsi la rotation entre les deux supports de l'orthèse, mais de plus, il permet une adaptation supplémentaire en translation. Ce cas sera abordé plus en détail dans la section 4.1.3 de ce chapitre.

Dans le cas de la Figure 70 – B, dans la base de connaissances des mobilités, deux concepts sont possibles. Cependant, ces concepts présentent des configurations symétriques. Pour cette raison, le concepteur poursuit par l'étape (6) de la phase 1 pour éliminer un de ces concepts.

Dans le troisième exemple, Figure 70 – C, l'orthèse est composée de quatre pièces ; ceci correspond à un mécanisme global à trois pièces. La liaison entre le bâti et le support final est assurée par deux liaisons à un degré de liberté de type glissière et une liaison à un degré de liberté de type pivot. Comme

dans le cas précédent, il existe des concepts symétriques dans la base de connaissances des mobilités, notamment par rapport au positionnement des liaisons G1 et G2 de la Figure 70 – C. Ainsi, dans ce cas, l'élimination des concepts symétriques doit être faite (étape 6 de la phase 1).

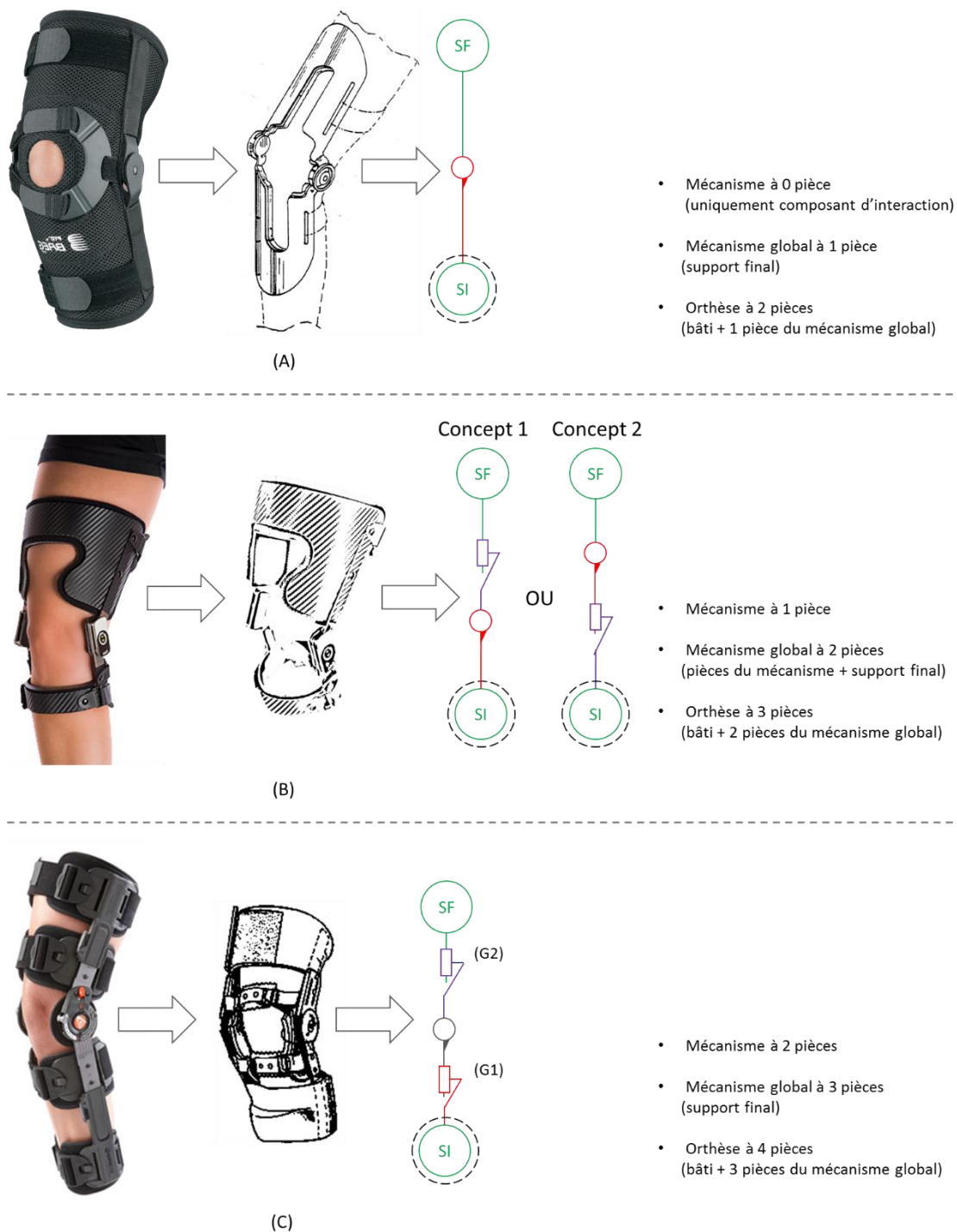


Figure 70 : Orthèses du genou et schémas cinématiques correspondants. A : mécanisme global à une pièce ; B : mécanisme global à deux pièces ; C : mécanisme global à trois pièces.

4.1.2 Phase 2

Cette phase concerne la situation de vie « réglage ». Elle vise à définir la dépendance existant entre le mouvement voulu et le degré de liberté considéré.

Cette phase commence par l'évaluation de la liste (nulle ou non) de concepts résultants de la phase 1. Dans le cas où cette liste est nulle, le concepteur doit revenir sur l'étape (1) de la phase 1 et augmenter le nombre de pièces de la chaîne. Dans le cas où la liste de concepts n'est pas nulle, le concepteur doit vérifier la dépendance des déplacements en fonction des degrés de liberté permis par les liaisons de la chaîne (2).

S'il existe une dépendance, le concepteur doit évaluer si cette dépendance est voulue ou non (3). Dans le cas où la dépendance n'est pas voulue, le concepteur doit revenir sur la liste de concepts résultants de la phase 1 de façon à trouver des concepts supplémentaires (Figure 71). Si par contre la dépendance est voulue, le concepteur obtient la liste de concepts (5) sous forme de schéma cinématiques.

Dans le cas, où il n'existe pas de dépendance, le concepteur doit évaluer s'il existe encore des concepts à analyser (4). Dans cette étape, s'il existe des concepts à analyser, le concepteur revient sur la liste de concepts résultants de la phase 1. En revanche, s'il n'existe pas des concepts à analyser, le concepteur obtient la liste de concepts (5).

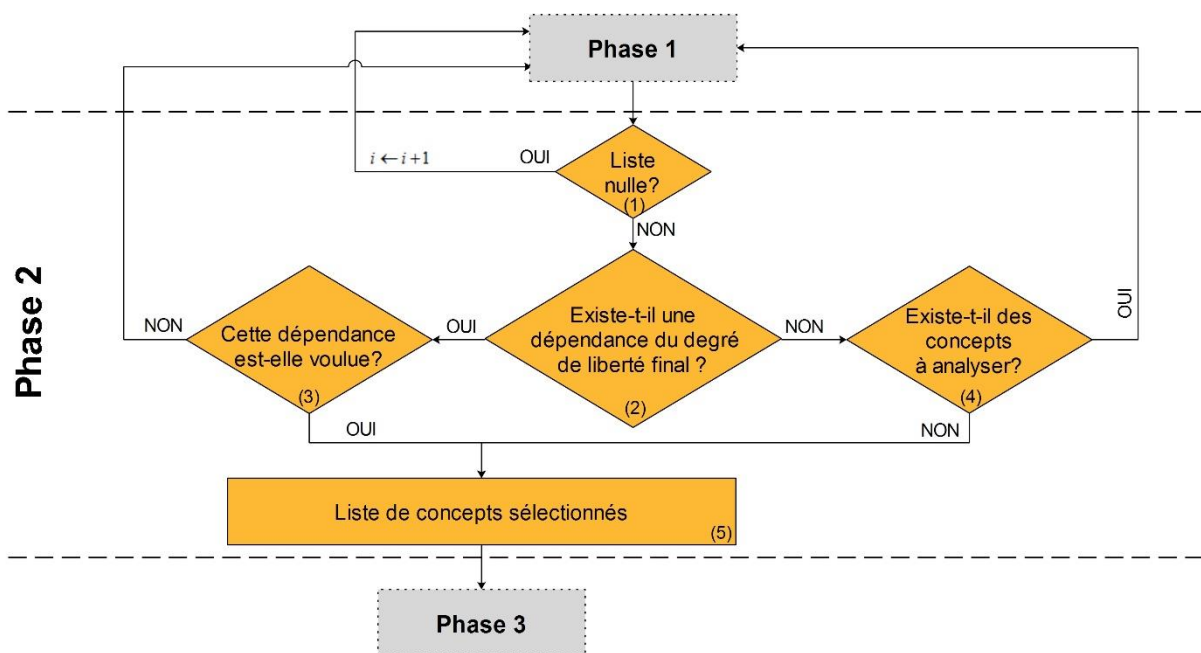


Figure 71 : Phase 2 de la méthode de conception d'OAM – recherche des mécanismes.

Ainsi, en prenant en compte le cas spécifique d'une orthèse du genou, il est possible d'illustrer le déroulement de la phase 2 de la méthode.

La Figure 72 présente une orthèse du genou à deux pièces, elle correspond à un mécanisme global dit à une pièce (SF). La liaison entre le bâti et le support final (pièce unique de la chaîne) est assurée par une liaison de type pivot qui a comme objectif la réalisation de la rotation de SF par rapport à SI.

Dans ce cas, le déplacement du support final par rapport au support initial, au cours de la situation de vie « réglage », va entraîner deux déplacements selon les directions xx et yy.

Ces déplacements, de très faibles amplitudes, en situation de vie « usage d'accompagnement » vont être compensés par les composants d'interaction d'interface (adaptations de confort). Cette partie sera décrite en détail dans la section 4.3 de ce chapitre.

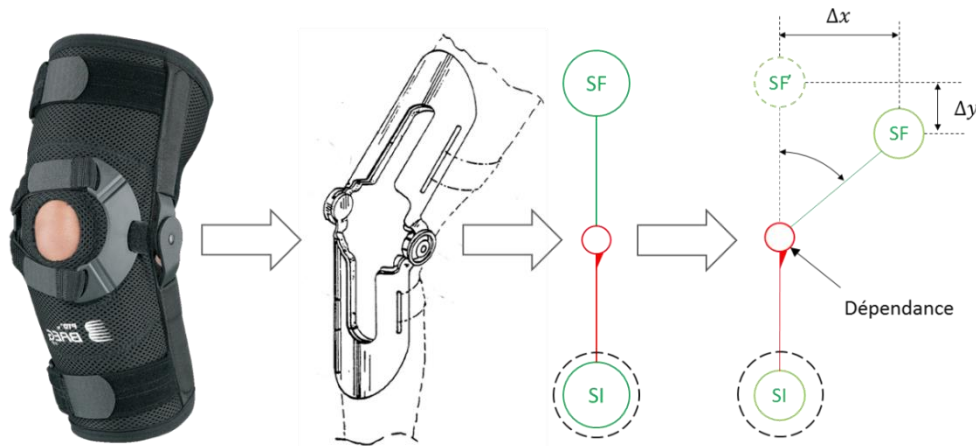


Figure 72 : Dépendance du déplacement par rapport au degré de liberté en rotation.

4.1.3 Phase 3

Cette phase concerne la situation de vie « réglage ». Elle vise à rechercher l'existence d'autres degrés de liberté au-delà des degrés de liberté qui permettent le mouvement voulu entre les supports. L'existence d'autres degrés de liberté permet des adaptations locales sans compromettre la cinématique prescrite (Figure 73).

Cette phase commence par l'évaluation de la liste de concepts résultants de la phase 2 (1).

Dans le cas où cette liste est nulle, le concepteur doit revenir sur l'étape (1) de la phase 1 et augmenter le nombre de pièces de la chaîne cinématique. En revanche, dans le cas où la liste de concepts n'est pas nulle le concepteur doit évaluer l'existence d'autres degrés de liberté (2).

S'il existe des degrés de liberté supplémentaires, le concepteur doit décider de le maintenir ou non à partir de leur nécessité selon la prescription médicale (3). S'ils ne sont pas voulus, le concepteur doit revenir sur la liste de concepts résultants de la phase 2. Par contre, si les degrés de liberté supplémentaires sont voulus, de façon à permettre une adaptation spécifique sur le patient, le concepteur obtient une liste de concepts sélectionné (5) sous la forme de schémas cinématiques.

Dans le cas, où il n'existe pas de degrés de liberté supplémentaires, le concepteur doit évaluer s'il existe encore des concepts à analyser (4). S'il existe des concepts à analyser, le concepteur revient sur la liste de concepts résultants de la phase 2. En revanche, s'il n'existe pas de concepts à analyser, le concepteur obtient la liste de concepts (5).

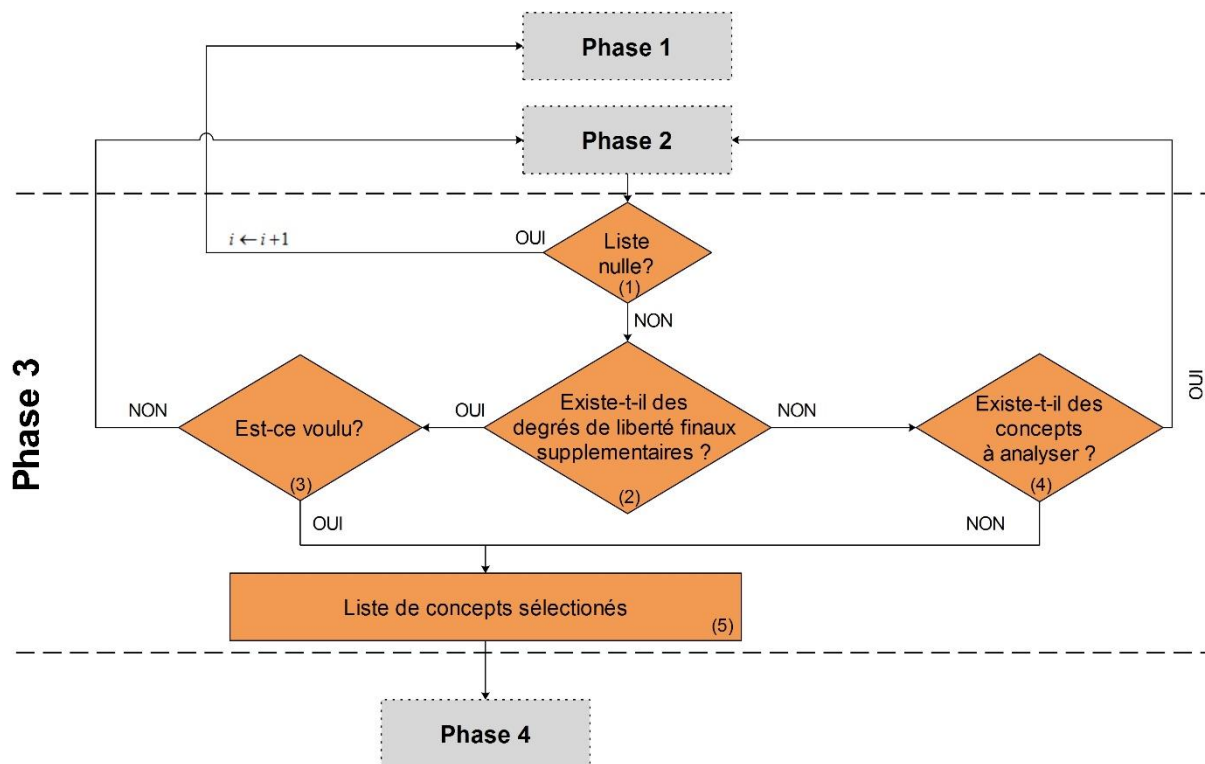


Figure 73 : Phase 3 de la méthode de conception d'OAM – recherche des mécanismes.

En prenant en compte le cas spécifique de l'orthèse du genou de la Figure 74, il est possible de montrer le déroulement de la phase 3 de la méthode. Cette orthèse comporte quatre pièces ; elle correspond à un mécanisme global dit à trois pièces. La liaison à un degré de liberté de type pivot assure la cinématique prescrite entre le bâti et le support final. De plus, il existe deux autres liaisons, à un degré de liberté de type glissière, qui assurent la possibilité d'ajustement des supports aux références.

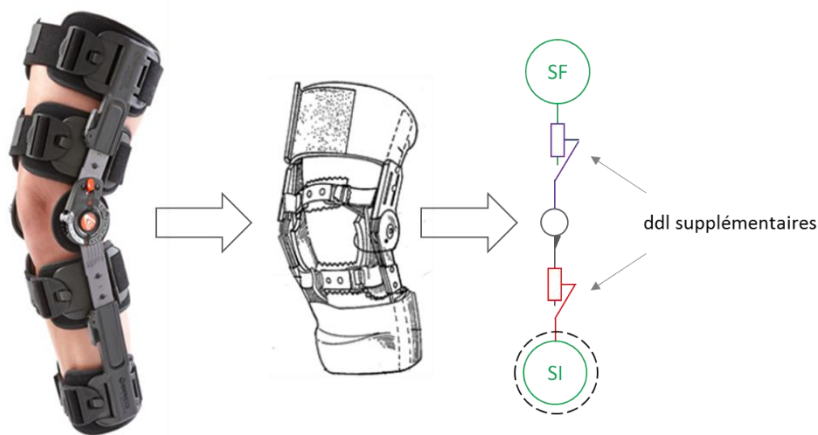


Figure 74 : Orthèse du genou à deux degrés de liberté supplémentaires.

4.1.4 Phase 4

Cette phase concerne la situation de vie « réglage ». Elle vise la possibilité de réalisation d'un réglage fin par le mécanisme de l'OAM. Ce réglage fin se traduit par l'existence d'un mécanisme à degrés de liberté redondants. Une liaison assure le « grand déplacement » ou réglage grossier et la seconde, de la même nature, assure le « petit déplacement » ou réglage fin.

Cette étape commence par l'évaluation de la liste (nulle ou non) de concepts résultants de la phase 3 (1). Dans le cas où cette liste est nulle, le concepteur doit revenir sur l'étape (1) de la phase 1 et augmenter le nombre de pièces de la chaîne.

En revanche, dans le cas où la liste de concepts n'est pas nulle le concepteur doit rechercher l'existence de plusieurs degrés de liberté qui permettent la cinématique prescrite (2). S'ils existent, le concepteur doit décider s'ils sont voulus ou non (3). S'ils ne sont pas voulus, le concepteur doit revenir sur la liste de concepts résultants de la phase 3. Par contre, s'ils existent et sont voulus, le concepteur obtient la liste de concepts sous la forme de chaînes cinématiques (5) (Figure 75).

Dans le cas, où il n'existe pas, de façon répétée, les degrés de liberté qui permettent la cinématique prescrite, le concepteur doit évaluer s'il existe encore des concepts à analyser (4). S'il existe des concepts à analyser, le concepteur revient sur la liste de concepts résultants de la phase 3. En revanche, s'il n'existe pas de concepts à analyser, le concepteur obtient une liste de concepts (5).

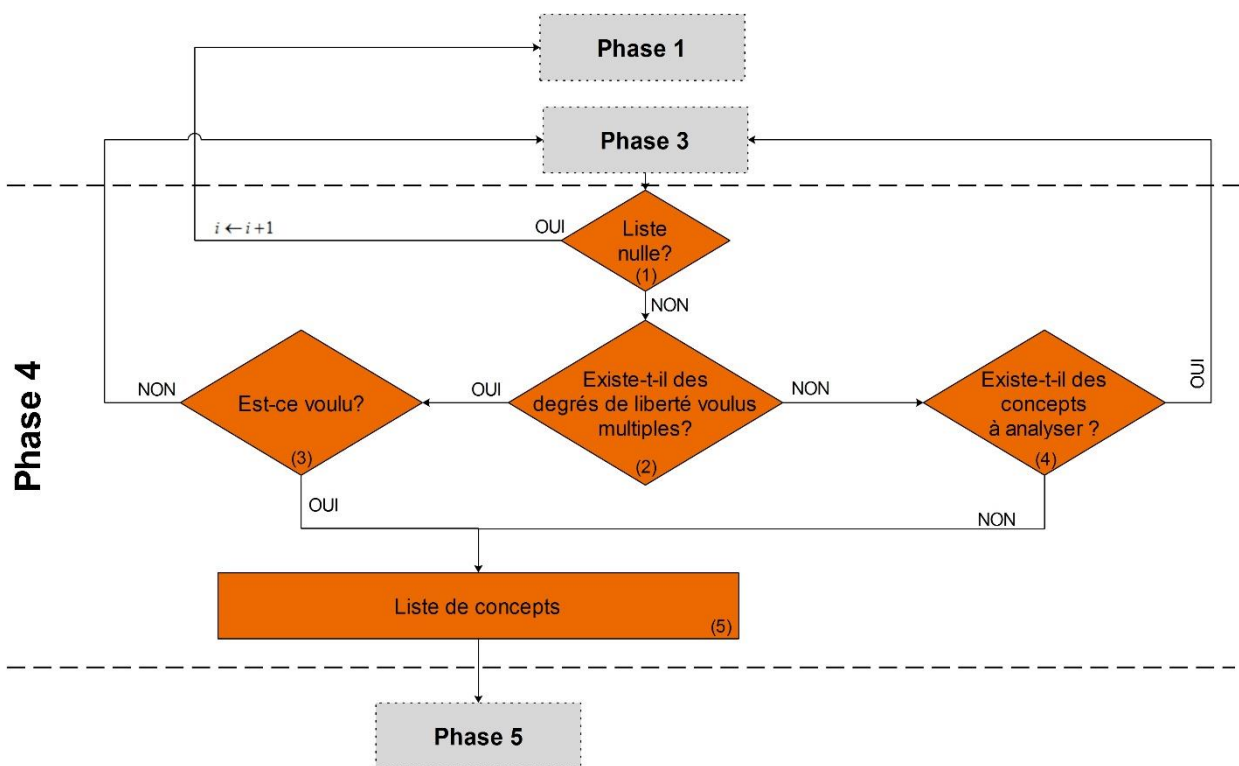


Figure 75 : Phase 4 de la méthode de conception d'OAM – recherche des mécanismes.

Ainsi, en prenant en compte le cas spécifique de l'orthèse du genou de la Figure 77, il est possible de montrer le déroulement de la phase 4 de la méthode. Cette orthèse comporte trois pièces ; elle correspond à un mécanisme global dit à deux pièces. La liaison entre le bâti et le support final est assurée par une biellette et deux liaisons de type pivot.

Dans l'orthèse du genou de la Figure 77, il existe une liaison de type pivot qui permet d'assurer la cinématique prescrite (rotation du support final par rapport au support initial) et une autre qui permet une seconde rotation sur un axe parallèle.

Cette seconde rotation permet à l'orthèse d'assurer un mouvement plus proche du mouvement réel de l'articulation du genou (rotation avec glissement du fémur par rapport au tibia) (Figure 76).

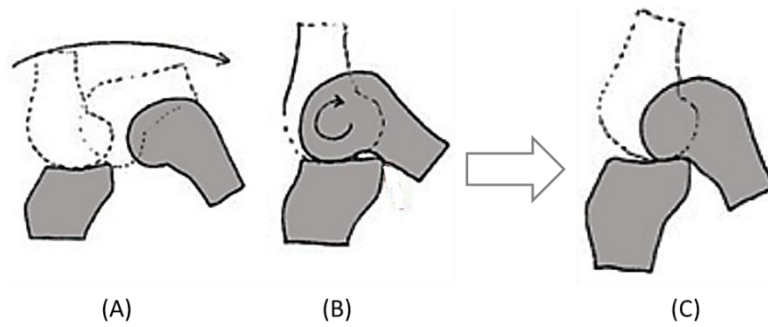


Figure 76 : Mouvements du genou dans le plan sagittal
(A : roulement du fémur sur le tibia ; B : glissement du fémur sur le tibia ;
C : résultat final du roulement et glissement du fémur sur le tibia) (adapté de [150]).

Bien que cette orthèse ne permette pas un réglage par l'utilisateur, ce réglage est prévu au moment de la conception de l'orthèse à partir du dimensionnement de la biellette et le positionnement des liaisons de type pivot. Pour cette raison, il est considéré que le mécanisme à deux pivots de cette orthèse, permet la réalisation d'un réglage fin de l'orthèse au sens d'une approche au mouvement naturel du genou.

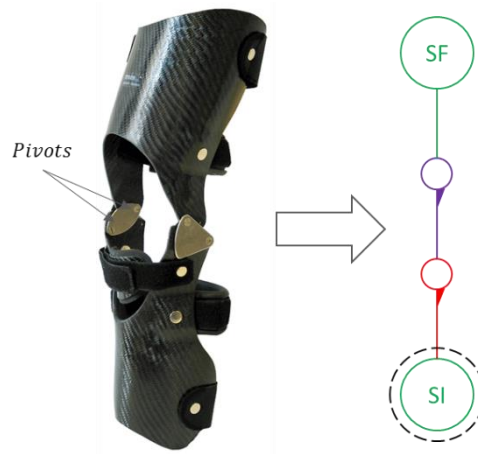


Figure 77 : Orthèse du genou à mécanisme global à deux pièces et degrés de liberté redondants.

De plus, dans ce cas, le blocage du mécanisme est réalisé par un composant qui fonctionne comme un dispositif fin de course, et donc, limite l'amplitude du déplacement.

4.2 Adéquation entre concepts et contraintes de déplacement et entre concepts et contraintes dimensionnelles

Cette partie est composée d'une phase unique (phase 5) et correspond à la fin de la partie conceptuelle de la méthode mais aussi à la première prise en compte du dimensionnement. Pour cette raison, cette phase représente aussi le début de la partie de conception architecturale (embodiment design). Elle permet une adéquation entre les concepts et les contraintes du Cahier des Charges Fonctionnel CdCF. Ces contraintes comprennent :

- des contraintes de déplacements liées à la prescription médicale,
- des contraintes dimensionnelles liées à la morphologie des patients,
- des contraintes d'encombrement.

Cette phase établit des schémas cinématiques à l'échelle en intégrant les caractéristiques anthropométriques des patients (1).

A la fin de la phase 5, le concepteur obtient une liste de concepts de mécanismes (2) sous la forme de schémas cinématiques pré-dimensionnés (Figure 78). Cette phase va donner au concepteur les éléments pour définir ultérieurement les modèles (tailles) et les performances (amplitudes des déplacements) standards des orthèses.

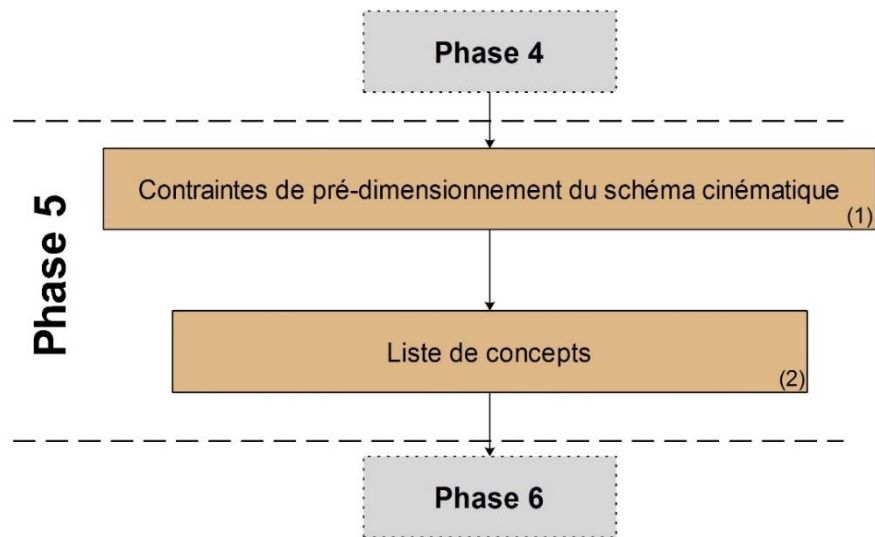


Figure 78 : Phase 5 de la méthode – adéquation entre concepts et contraintes.

La Figure 79 montre un exemple de contraintes dimensionnelles à prendre en compte au cours de la phase 5 dans le cas d'une orthèse du genou à quatre pièces ; qui correspond à un mécanisme global à trois pièces.

Les deux liaisons de type glissière doivent permettre des translations verticales (axe yy) entre 5 et 15cm, de façon à permettre une meilleure adaptation de chaque support aux références selon le CdCF pour le cas de cette genouillère. La liaison de type pivot doit permettre une rotation autour de l'axe jusqu'à 140° , ce qui correspond, à la rotation maximale permise par l'articulation du genou.

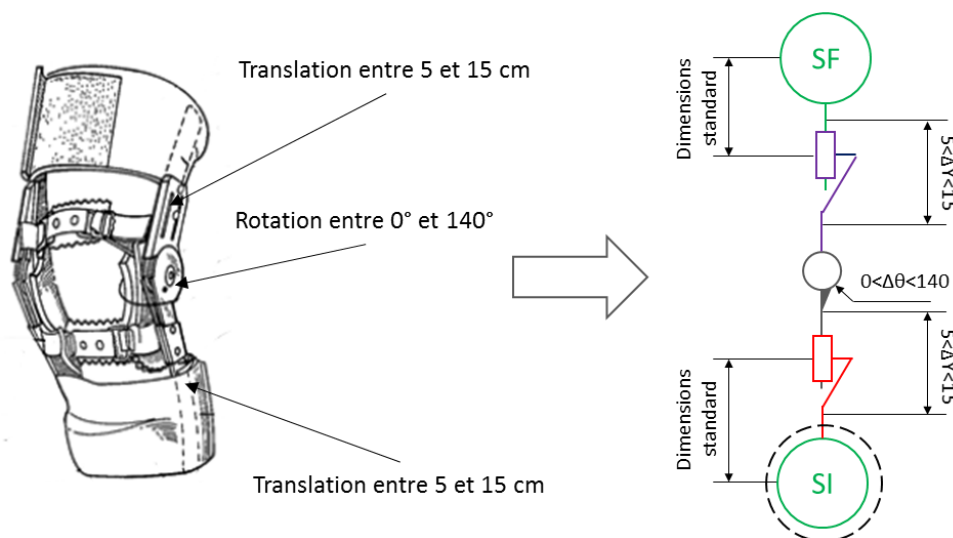


Figure 79 : Exemple des contraintes de pré-dimensionnement d'un concept d'une orthèse du genou à quatre pièces.

4.3 Adaptations de confort

La phase 6 correspond au traitement des problèmes de variabilités (dimensionnelles et de forme) et de jeux fonctionnels qui vont avoir un effet sur le positionnement et aussi sur le degré d'hyperstatisme. Les effets indésirables peuvent entraîner un inconfort sur le patient.

A ce stade, le concepteur, par son expertise, a une idée des valeurs des jeux fonctionnels et des tolérancements dimensionnels, de forme et de position acceptables industriellement selon les capacités des machines disponibles. Avec ces données, il va pouvoir analyser le comportement du concept pré-dimensionné.

Cette analyse est liée au choix du type d'orthèse à développer (cf. typologie définie dans la section 4 du chapitre 2) et va conduire, selon la Figure 80, parce que toutes les phases précédentes sont communes, à deux types d'orthèses.

Ainsi, dans cette phase, le concepteur s'oriente vers la conception d'une orthèse d'accompagnement ou d'une orthèse de positionnement, conformément à la prescription médicale.

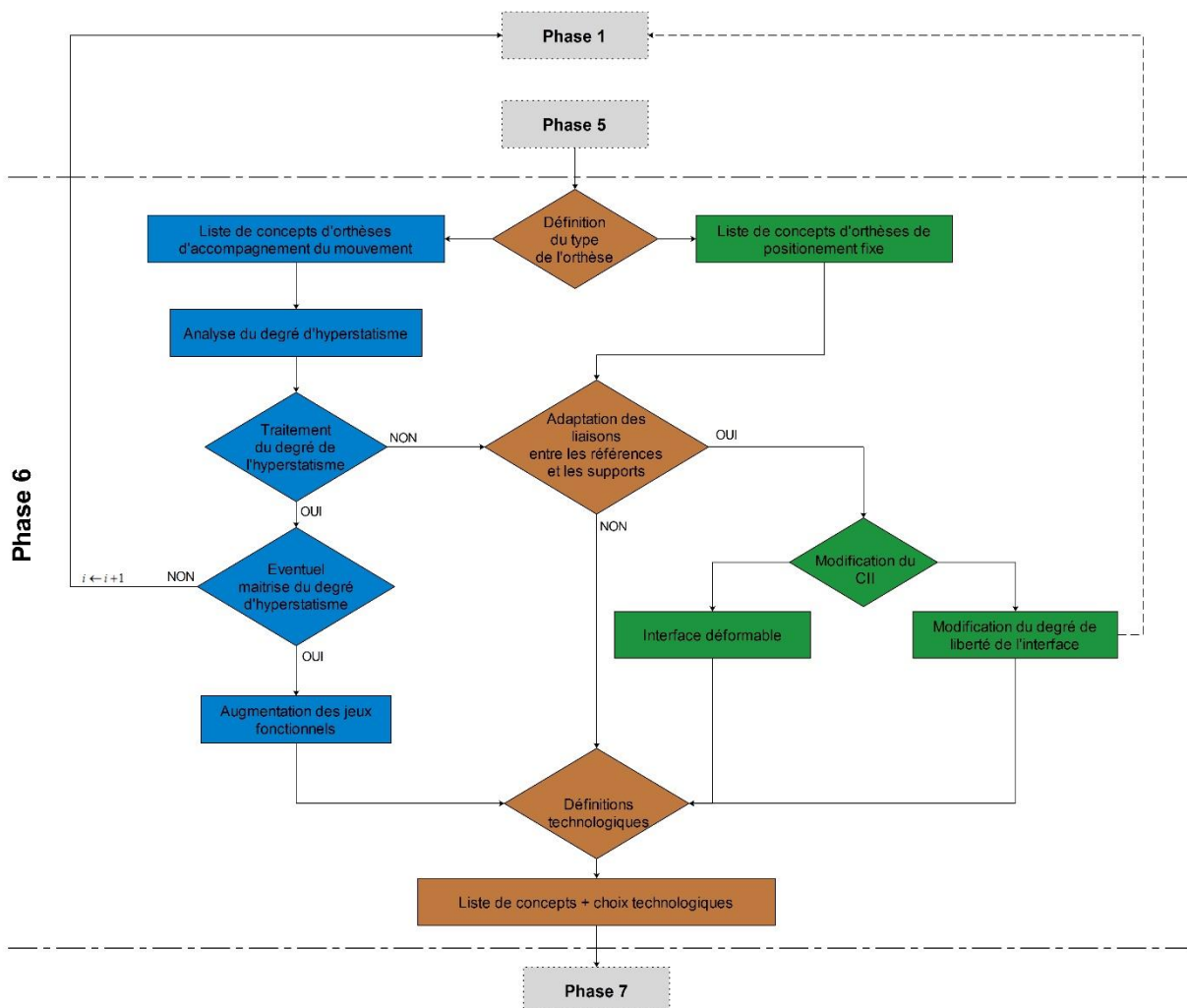


Figure 80 : Phase 6 de la méthode – adaptations pour l'évolution du confort.

Pour tous les mécanismes, le degré d'hyperstaticité traduit des difficultés d'assemblage ou d'utilisation. Dans le cas d'une orthèse, ce degré peut correspondre à des sensations d'inconfort local ressenties par le patient pendant l'utilisation.

Ainsi, l'orthèse d'accompagnement suit et maîtrise le mouvement du segment du corps. L'existence d'une chaîne cinématique hyperstatique va introduire des efforts parasites dans les liaisons et aussi générer des inconforts pour le patient.

Pour gérer ce problème, on peut agir au niveau des « liaisons terminales » pour qu'elles absorbent les défauts de mouvements où on peut permettre de petits déplacements au niveau des liaisons internes au mécanisme.

En revanche pour une orthèse de positionnement, l'utilisateur règle la position d'utilisation et ensuite l'orthèse reste dans cette position. Les problèmes rencontrés seront simplement liés aux variabilités dimensionnelles et géométriques des pièces et aux jeux fonctionnels compensés lors du blocage. Le défaut de positionnement qui en résulte sera absorbé par le composant d'interaction d'interface.

4.3.1 Orthèse d'accompagnement :

Les orthèses d'accompagnement, comme leur nom l'indique, accompagnent un mouvement pendant l'utilisation. Pour cette raison, la phase 6 (côté orthèse d'accompagnement), commence alors par l'analyse du degré d'hyperstatisme (2) (Figure 81).

Le concepteur peut ensuite choisir de traiter ce degré d'hyperstatisme en prenant en compte deux options (3) : l'adaptation des liaisons entre les références et les supports (A) ou la maîtrise éventuelle des jeux fonctionnels et des tolérances (petits déplacements) (4).

L'adaptation des liaisons entre références et supports (A) est commune aux deux types d'orthèses. Pour cette raison, l'explication sera présentée dans la section suivante (partie des orthèses de positionnement).

Si le concepteur opte pour une augmentation des jeux fonctionnels (5), il va permettre de petits déplacements dans les liaisons concernées et modifier localement la nature de la liaison. Il augmente ainsi la mobilité des liaisons et réduit les problèmes d'inconfort liés à l'hyperstaticité de la chaîne. Dans cette phase les jeux fonctionnels sont donc définis.

En revanche, si dans l'étape (4), le concepteur ne veut pas augmenter les jeux, il peut revenir sur la phase 1 et augmenter le nombre de pièces de la chaîne de façon à permettre une mobilité supplémentaire et par conséquent à réduire le degré d'hyperstatisme.

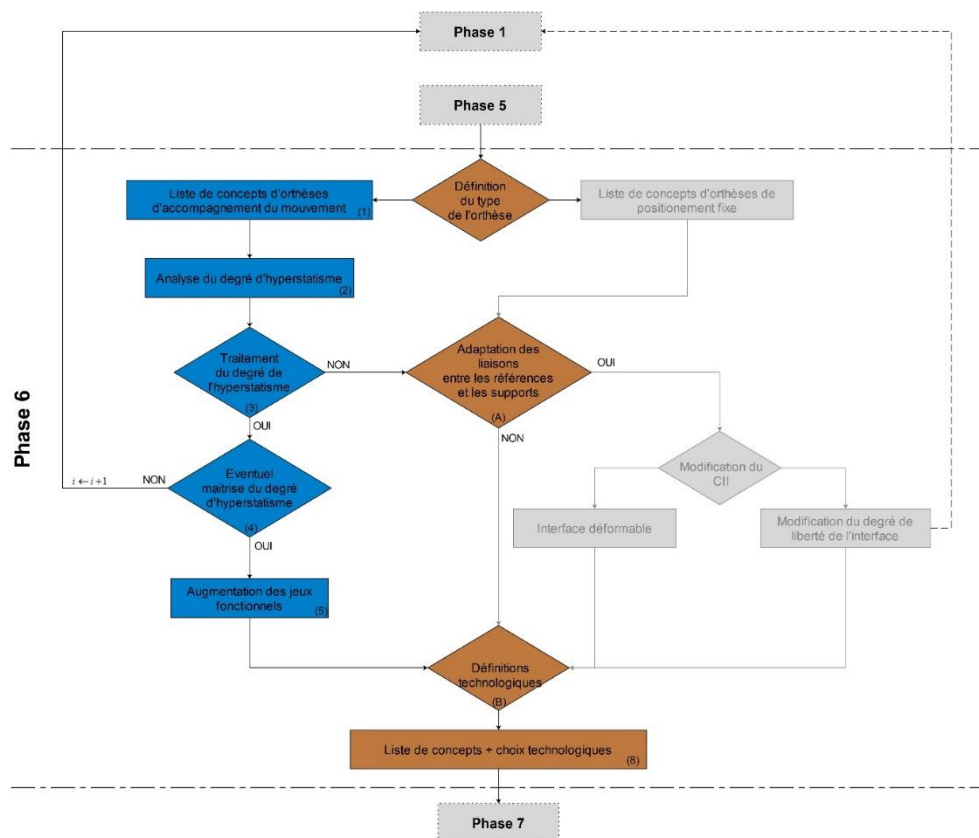


Figure 81 : Phase 6 de la méthode de conception d'OAM – adaptation pour l'évolution du confort ; branche orthèse d'accompagnement du mouvement.

4.3.2 Orthèse de positionnement :

Les orthèses de positionnement, dans la situation de vie « usage palliatif », sont utilisées dans une position constante. Dès que cette position est définie, le mécanisme est bloqué (réglage palliatif). Pour cette raison, le degré d'hyperstatisme devient égal quel que soit le mécanisme (Figure 82).

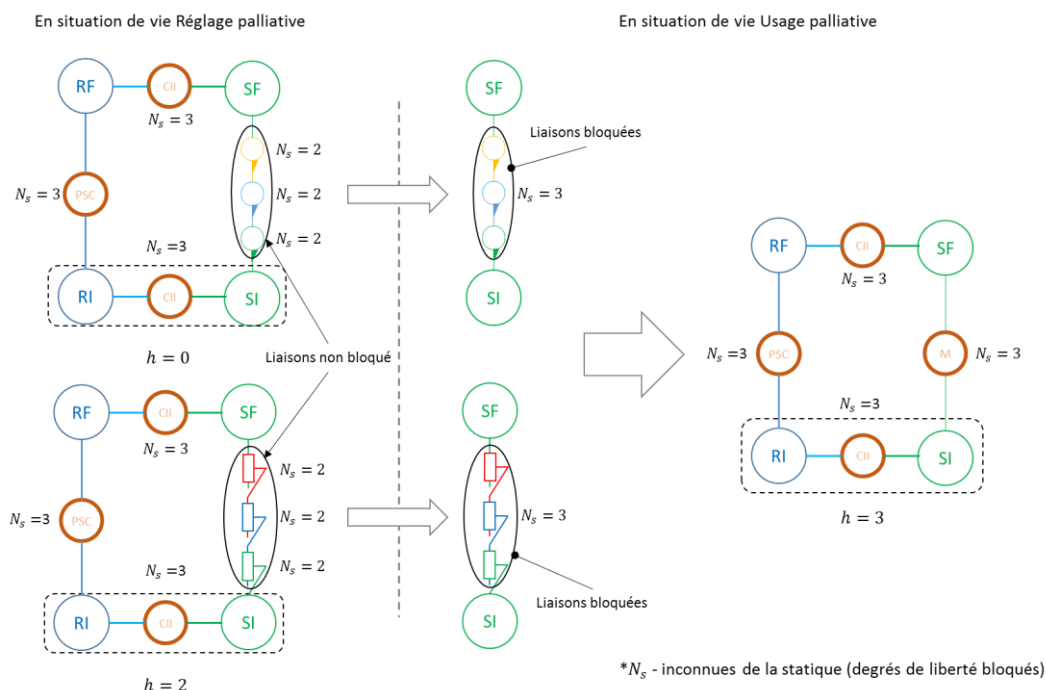


Figure 82 : Passage de la situation de vie « réglage palliatif » à « l'usage palliatif ».

La position du support final est liée aux problèmes de variabilités dimensionnelles et de forme de chaque pièce. Elle résulte également des rattrapages de jeux des liaisons bloquées. Ainsi, il y aura un décalage entre la position réelle et la position nominale voulue en coïncidence avec la référence finale.

Ce défaut de position peut entraîner un inconfort s'il n'est pas maîtrisé par le tolérancement des pièces. La conception du système doit intégrer le défaut de position dans les possibilités de rattrapage par les CII. Le concepteur, dans cette phase, a défini certaines tolérances de forme et de position.

Pour améliorer le confort, la première étape de cette phase consiste à choisir, ou non, de traiter l'inconfort et à remettre en cause les liaisons entre les supports et les références, notamment, par le comportement du composant d'interaction d'interface.

- ***Ne pas traiter l'inconfort***

Dans ce cas, le concepteur ne remet pas en cause la liaison entre les références et les supports, il valide le concept analysé et sa propre première évaluation des jeux fonctionnels et des tolérancements dimensionnels, de forme et de position acceptables industriellement.

- ***Traiter l'inconfort***

Si le concepteur opte pour une remise en cause des liaisons entre les références et les supports, il doit agir sur le composant d'interaction d'interface (2) et décider de : modifier le degré de liberté dans l'interface (assimilé à une liaison complète au départ – section 6 du chapitre 2) (3) ou introduire une interface déformable (4).

L'étape (2) est intrinsèquement liée à l'individualisation (customisation) de l'orthèse par rapport au patient.

Dans le cas où une modification du degré de liberté est voulue dans l'interface (3), celle-ci se traduit par l'addition d'une pièce supplémentaire. Dans un cas, cette pièce peut être intégrée, très localement et n'a pas d'incidence sur la cinématique prescrite.

Dans un second cas, si le besoin local d'adaptation est plus important, le concepteur doit remonter à l'étape 1 de la phase 1 de la méthode et déroule la méthode à nouveau (trait en pointillés-Figure 83).

Par contre, si le concepteur opte pour l'introduction d'un composant d'interaction d'interface déformable (4), la liaison entre les supports et les références passe de rigide à déformable. Le concepteur modifie localement la nature de la liaison (petits déplacements) en permettant les mobilités nécessaires pour assurer le confort du patient.

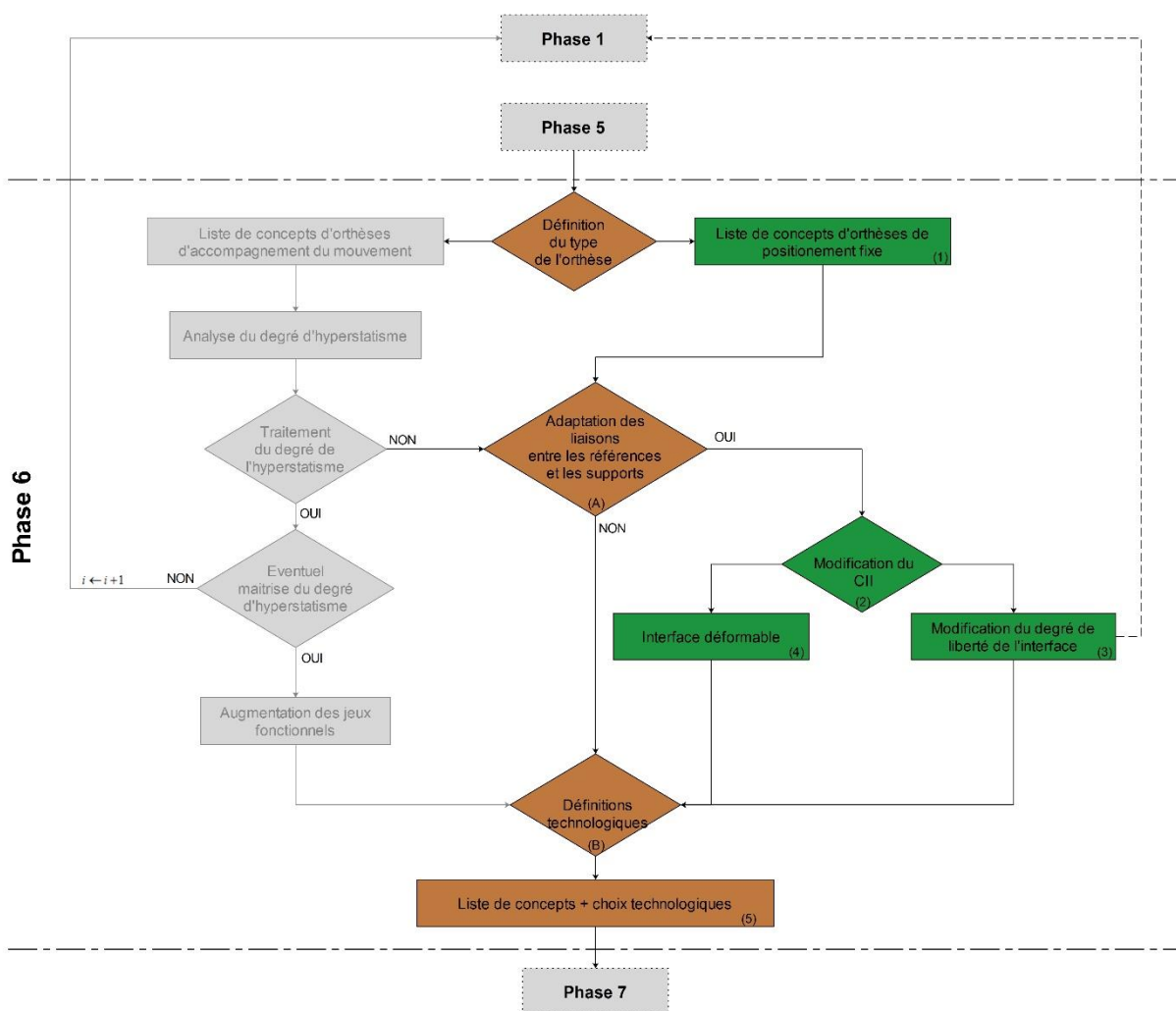


Figure 83 : Phase 6 de la méthode de conception d'OAM – adaptation pour l'évolution du confort ; branche orthèse de positionnement.

En prenant appui sur les orthèses du genou, la Figure 84 montre l'intérêt de l'étape des modifications du degré de liberté dans l'interface (4) présenté dans la phase 6 de la méthode.

La Figure 84 – A, présente une orthèse typique du genou à un mécanisme global à une pièce, où il existe un degré de liberté en rotation. Par contre, selon le type de pathologie et l'activité du patient, l'orthèse doit permettre des adaptations. Les cas des Figure 84 – B et Figure 84 – C, présentent deux types d'orthèses dont on peut comprendre l'évolution.

La Figure 84 – B montre une modification du degré de liberté dans l'interface de façon à permettre une meilleure adaptation du support à la référence finale. Ce cas montre l'addition d'une pièce, et par conséquent d'une liaison, dans un plan perpendiculaire au plan sagittal de correction. La différence entre cette liaison et les autres au niveau du mécanisme réside dans le fait qu'elle ne sera jamais bloquée lors du réglage de l'orthèse.

La Figure 84 – C présente une orthèse du genou pour accompagner la pratique du ski. Cette orthèse réalise le passage d'un mécanisme global à une pièce à un mécanisme global à quatre pièces. Le mécanisme comporte alors trois liaisons de type pivot et une liaison de type glissière. Dans ce cas, les dimensions des supports sont augmentées de façon à assurer des liaisons complètes avec les références. Le support initial est la chaussure de ski et le support final englobe toute la cuisse.

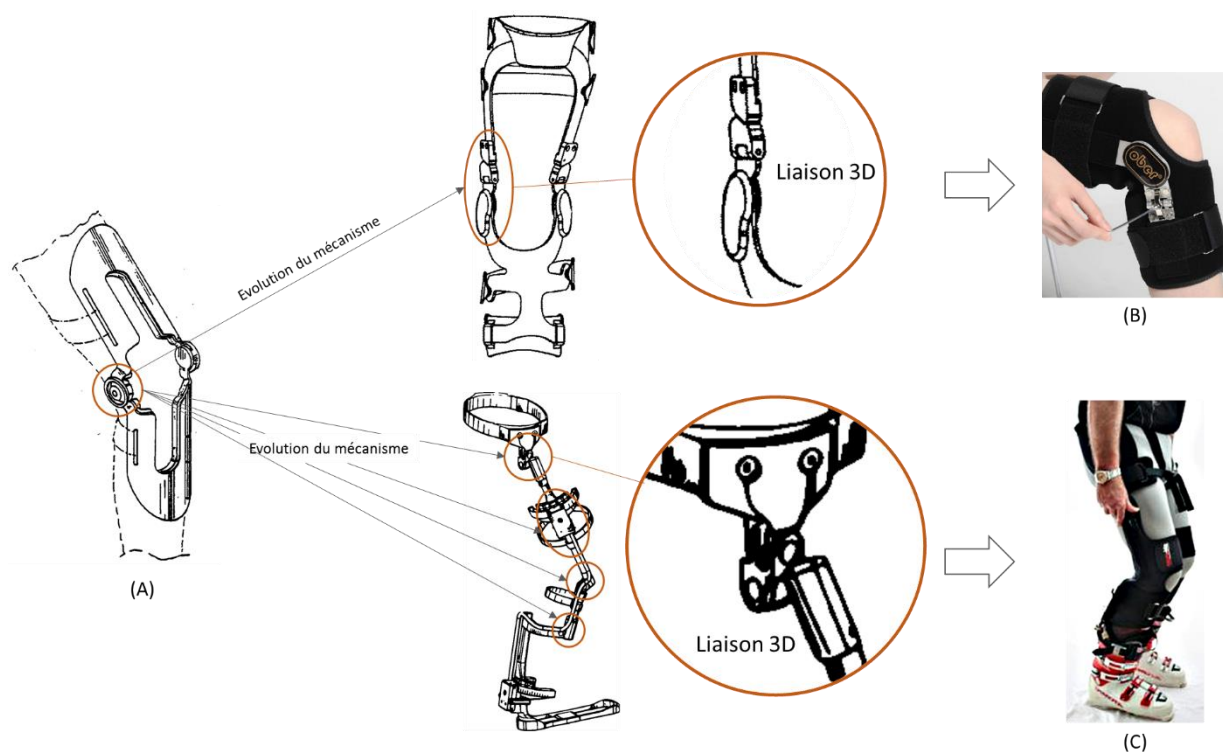


Figure 84 : Evolutions du mécanisme par modifications du degré de liberté dans l'interface.

La Figure 85 donne un exemple d'adaptation du composant d'interaction d'interface par l'introduction des liaisons déformables (5).

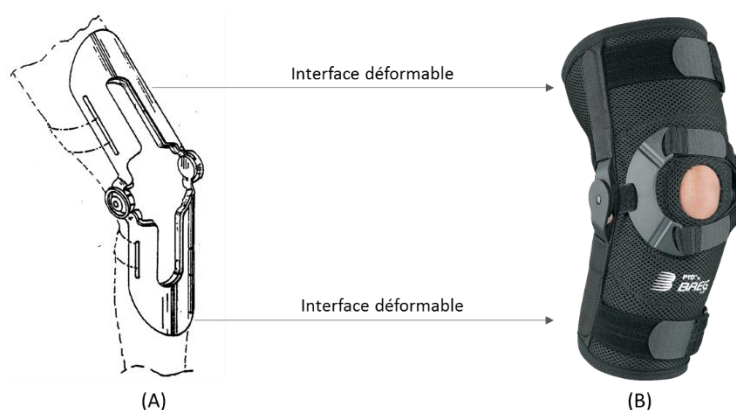


Figure 85 : Evolution des CII vers des liaisons déformables.

Quel que soit le type d'orthèse, l'étape suivante implique des définitions technologiques. Cette étape correspond au choix des solutions ; elle est commune aux deux types d'orthèses. Indépendamment de la méthode de conception, il est nécessaire de définir une méthode globale de construction d'une base de données de composants de façon à permettre à l'entreprise un choix des composants plus efficace.

Ainsi, on profite de la nécessité d'utiliser une base de données de composants pour détailler la méthode de construction de cette base au cours de la section suivante.

4.4 Méthode de construction d'une base de données de composants

La recherche des composants n'est pas une tâche évidente pendant le processus de conception. Même si le principe de fonctionnement est défini dans le concept, la recherche des composants qui assure la fonction reste délicate et son importance est parfois sous-estimée [149].

Une base de données des composants permet au concepteur et à l'entreprise de définir les choix technologiques de façon plus structurée et facile. Pour cette raison une méthode de construction d'une base de données de composants a été développée. Cette base est utilisée au cours des étapes de choix technologiques de la méthode de conception d'OAM.

La construction de la base présente trois étapes : la compréhension du besoin, l'analyse de la concurrence (*benchmarking*) et l'analyse des brevets (Figure 86).

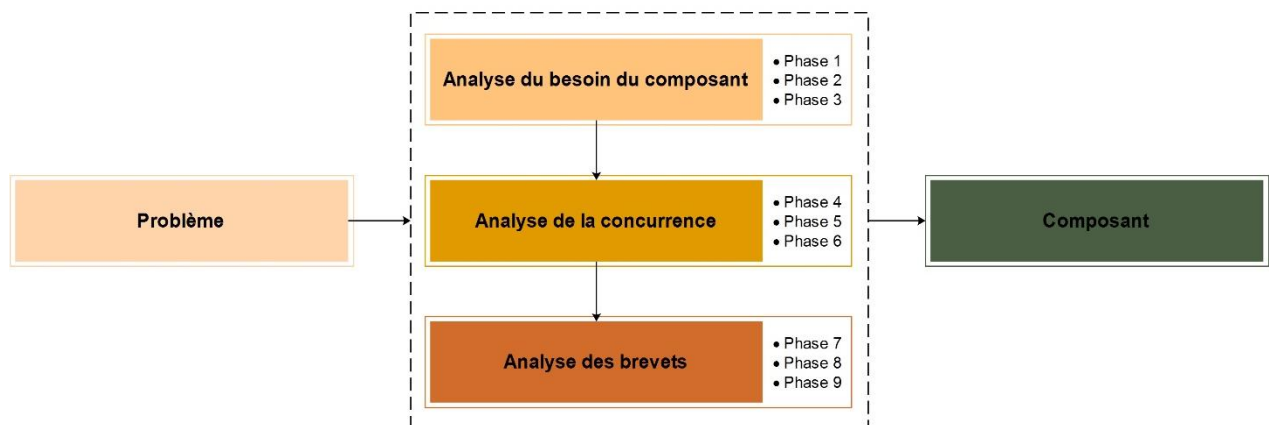


Figure 86 : Méthode de construction d'une base de connaissances de composants.

Cette méthode va être détaillée dans les sections suivantes en prenant comme exemple la recherche de composants d'interaction pour réaliser la fermeture entre les supports de l'orthèse.

4.4.1 Analyse du besoin

L'étape d'analyse du besoin correspond à la compréhension et à l'obtention des informations nécessaires à la résolution du problème. Elle est divisée en trois phases : la traduction, l'identification sémantique et l'état de l'art fonctionnel.

- **Phase 1 : Traduction**

Cette phase correspond au passage de la description du besoin par l'utilisateur à une expression plus technique et compréhensible par le concepteur. Celui-ci exprime la fonction à assurer. Dans ce cas la fonction est : fermer le corset.

- **Phase 2 : Identification sémantique**

Cette phase correspond à la recherche d'expressions, de mots-clés et de mots synonymes qui définissent la fonction. Elle s'inspire de l'analyse sémantique. L'analyse sémantique représente un processus linguistique de mise en relation des structures syntaxiques avec leurs significations, indépendamment des langues [148], [151].

Dans cette phase, nous proposons une recherche des expressions et des mots-clés qui définissent la fermeture et débouche sur un classement selon leur pertinence. Les mots-clés sont organisés en cercles sémantiques selon leur proximité à la fonction à satisfaire (Figure 87).

Un cercle sémantique est composé de plusieurs anneaux, avec le nom de la fonction à satisfaire au centre. Les anneaux les plus proches du centre listent donc les mots-clés les plus proches de la fonction. Cette définition de proximité est établie à partir d'une analyse de plusieurs phrases incluant le verbe d'action dans des contextes variés.

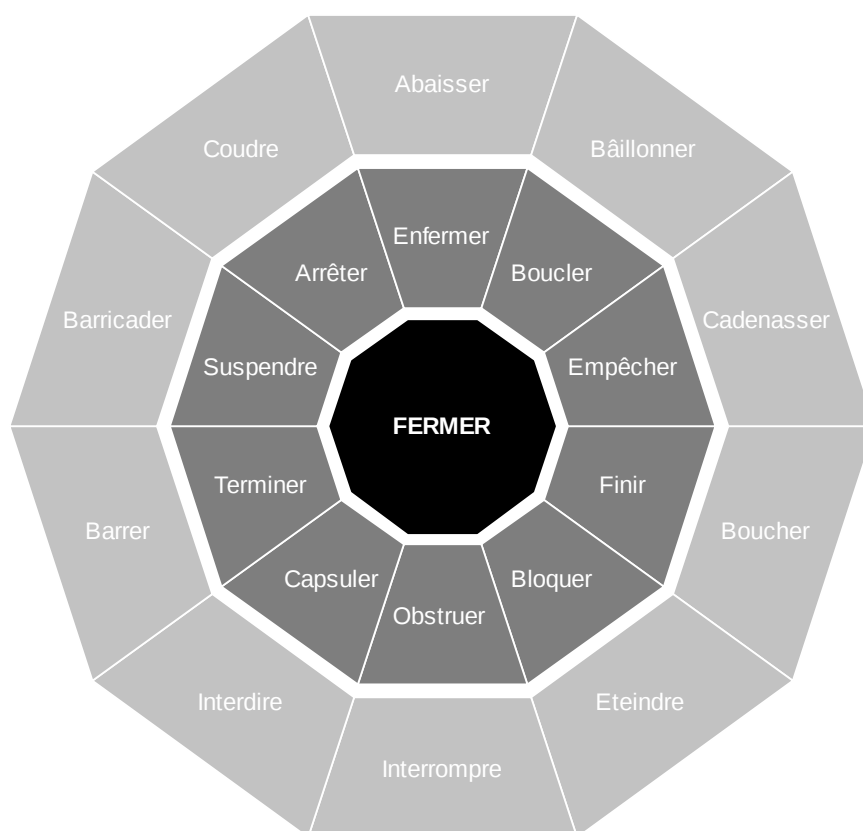


Figure 87 : Cercle sémantique pour la fonction *fermer*.

Dans le premier cercle, il est possible d'obtenir dix mots-clés synonymes qui contribuent à la définition de la fonction (enfermer, boucler, empêcher, finir, bloquer, obstruer, capsuler, terminer, suspendre, arrêter).

Des simplifications peuvent être faites selon la proximité des mots. C'est le cas des mots enfermer – capsuler, empêcher – obstruer, finir – terminer. Ainsi, un groupe de sept mots a été sélectionné : enfermer, boucler, empêcher, finir, bloquer, suspendre, arrêter.

- **Phase 3 : Etat de l'art fonctionnel et verbes d'action**

Cette phase correspond à la compréhension du mode de fonctionnement (principes physiques) des composants qui réalisent la fonction. Elle prépare la première recherche de composants existants susceptibles de remplir la fonction.

Ainsi, dans cette phase, selon les mots obtenus au cours de la phase 2, l'action *fermer* peut être définie comme « enfermer deux ou plusieurs éléments d'un ensemble de façon à supprimer l'intervalle existant entre eux ».

De plus, « *fermer* » signifie « supprimer l'écart ou l'ouverture entre plusieurs parties ». Ainsi, l'acte de fermer peut être défini comme « l'obstruction ou le blocage de deux parties liées ». Physiquement fermer signifie « empêcher un déplacement, les différentes parties étant liées ».

Ces définitions préparent la base sémantique pour la recherche et l'analyse de la concurrence dans la section suivante.

4.4.2 Analyse de la concurrence

L'étape de l'analyse de la concurrence correspond à l'évaluation des différents produits existants sur le marché qui assurent une fonction analogue et à l'identification de ceux qui assurent de meilleures performances. Trois phases sont établies : la recherche de composants, l'application du plan d'analyse perceptuel et la définition du cœur fonctionnel.

- **Phase 4 : Recherche de composants**

Cette phase correspond à la recherche des composants qui remplissent la fonction. Elle peut être plus ou moins approfondie, selon le nombre de composants recherchés, selon le besoin de l'entreprise.

Les composants recherchés sont organisés dans une base de données divisée en huit colonnes de critères (Tableau 20). Ces critères peuvent varier selon le type de composant à rechercher.

Les critères pertinents pour la base de données des composants de fermeture sont détaillés dans les colonnes suivantes.

La colonne (A) correspond à une identification interne dans l'entreprise définie pour ce composant.

La colonne (B) correspond au coût (tranche de prix moyenne estimée dans le marché) du composant.

La colonne (C) correspond à une évaluation quantitative de la durée de vie du composant.

La colonne (D) correspond à une évaluation quantitative de la facilité d'assembler ce composant par rapport au produit.

La colonne (E) correspond à une évaluation quantitative de l'ergonomie du composant.

La colonne (F) correspond à une évaluation quantitative de la performance (dans ce cas la fiabilité de la fermeture) du composant.

La colonne (G) correspond à une évaluation quantitative de la facilité d'utilisation du composant.

La colonne (H) correspond à la maturité de la solution. Cette colonne classifie la solution selon quatre niveaux : niveau 1 - idée, niveau 2 - idée prototypée, niveau 3 - idée standardisée sans retour d'expériences et niveau 4 - composant sur l'étagère.

La colonne (I) correspond à une photo type du composant.

Les évaluations quantitatives sont faites en considérant le domaine dans laquelle le composant va être intégré.

Bien que trente types de composants aient été considérés, dans cet extrait (Tableau 20), seul les six principaux sont présentés ici.

Tableau 20 : Extrait de structure de base de données de composants de fermeture.

(A)	(B)	(C)	(D)	(E)	(F)	(G)	(H)	(I)
Réf.	Coût	Durée de vie (1-10)	Assemblage (1-10)	Ergonomie (1 – 10)	Performance (1-10)	Utilisation (1-10)	Maturité (1-4)	Type de composant
1	5€	6	2	4	5	5	4	 Fermeture éclair
2	3€	4	3	2	2	6	4	 Fermeture du type crochet
3	3€	8	5	6	8	8	4	 Boucle
4	3€	4	3	3	4	4	4	 Bouton
5	20€	8	6	4	4	6	4	 Fermeture type chaussure de ski
6	2€	6	10	6	6	7	4	 Velcro

- **Phase 5 : Application du plan d'analyse perceptuelle**

Le plan d'analyse perceptuelle ou « *perceptual map* » est un outil qui permet la multi-comparaison de différents produits selon des critères prédéfinis (critères objectifs et subjectifs) [152], [153].

Plusieurs types de plans sont proposés dans la littérature, en considérant deux ou plusieurs axes [149], [152]–[154]. Dans cette étude, un plan à deux axes est utilisé. Cependant, cette méthode permet aussi l'utilisation des plans présentant plus de deux axes. Le choix du plan à utiliser dépend de l'expertise du concepteur et de la complexité du composant.

En utilisant cet outil, il est possible de visualiser et de hiérarchiser les composants résultants de la phase 4, selon deux critères pertinents par rapport au produit en développement. Ainsi, dans cette étude, les critères choisis sont : la performance (critère objectif) et la sensation d'utilisation/facilité perçue par l'utilisateur (critère subjectif) (Figure 88).

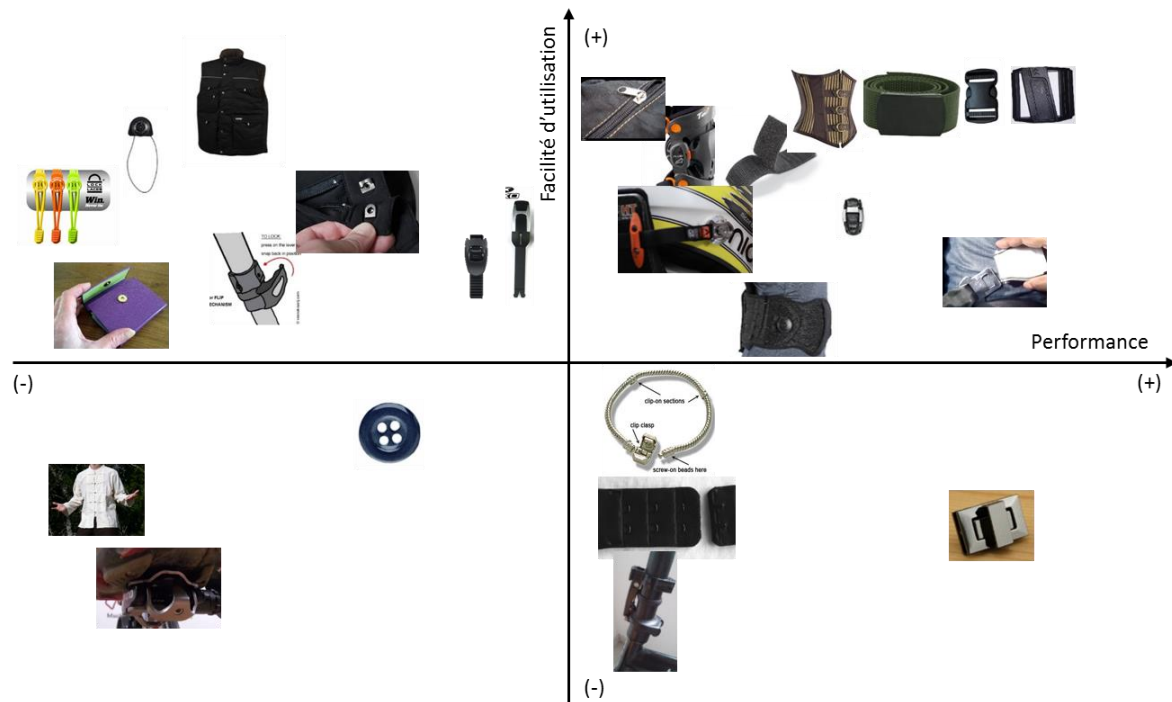


Figure 88 : Plan d'analyse perceptuelle des composants qui permettent de résoudre la fonction.

- **Phase 6 : Définition du cœur fonctionnel**

La phase 6 est basée sur le résultat du croisement entre l'axe objectif et l'axe subjectif du plan. De cette façon, il est possible d'identifier un composant ou un groupe de composants, existant sur le marché, qui satisfait la fonction (Figure 89).

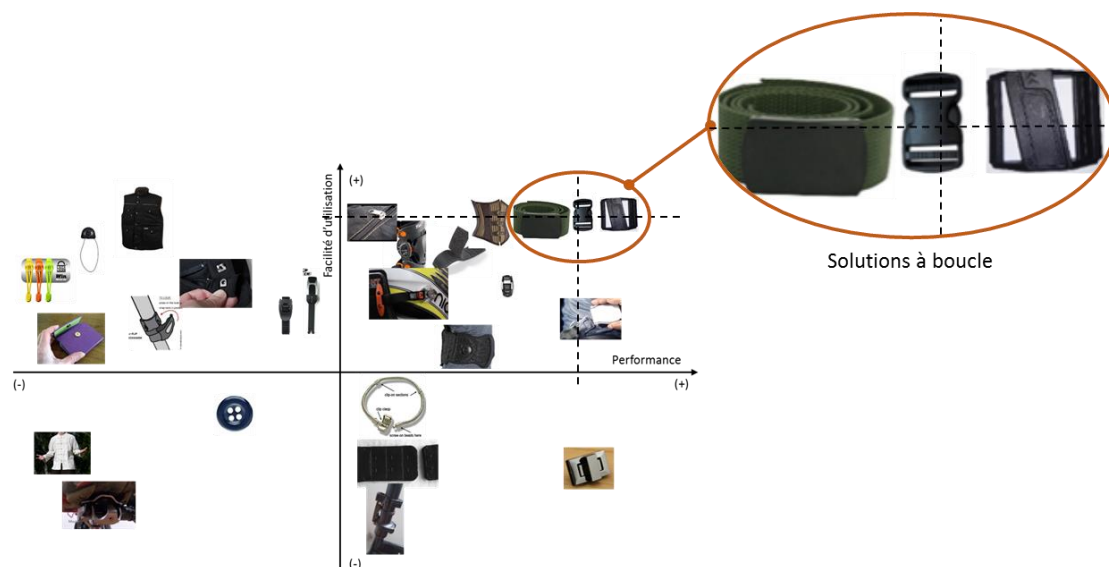


Figure 89 : Types de solutions résultant du plan d'analyse perceptuelle.

Pour continuer notre méthode, nous recherchons les évolutions historiques du composant. A cette fin nous devons choisir un type de fermeture. Le choix se porte ici sur les systèmes à boucles plastiques qui sont celles qui présentent une performance et une facilité d'utilisation plus importante.

4.4.3 Analyse des brevets

L'analyse des brevets conclut cette méthode. Elle dégage l'historique des innovations liées au composant depuis sa première version. Cette étape retrace les évolutions du composant, par itérations ou par ruptures. Elle comporte trois phases : l'identification du brevet, la définition de l'arbre d'évolution et l'analyse des évolutions.

Ainsi, les solutions à boucles sortant de la phase précédente sont étudiées.

- **Phase 7 : Identification du brevet**

La phase 7 identifie le(s) brevet(s) résultant(s) de la phase précédente, à partir du code IPC dans les bases de données de brevets. Cette procédure permet de dégager les origines et ensuite suivre leurs évolutions.

Selon les capacités de l'entreprise cette recherche peut être plus ou moins approfondie. Elle dépend des possibilités d'accès aux bases des données internationales de brevets.

Dans cette étude, les bases de données gratuites de brevets comme l'European Patent Organisation, Patent Fetcher, Patentscope Search Service et Espacenet, sont utilisées. Dans ce cas spécifique, cette étape permet une organisation par ordre chronologique de 13 brevets liés aux boucles entre 1943 et 2016.

- **Phase 8 : Construction de l'arbre d'évolution**

La phase 8 correspond à la création d'un arbre de brevets hiérarchisé chronologiquement. Cet arbre permet de tracer les évolutions au cours du temps et leurs avancées technologiques (Figure 90).

La première mention des fermetures à boucles date de 1943. Cette boucle a été conçue pour garantir une fermeture stable entre deux éléments ; elle peut être intégrée à n'importe quel matériau. Elle comporte une came de préhension pivotante qui est définitivement maintenue immobile dans sa position de préhension. Ainsi, toute contrainte ou traction à laquelle la boucle est soumise aura tendance à augmenter l'efficacité de la fermeture.

Ensuite, en 1960 il a été proposé d'ajouter aux boucles des languettes de verrouillage. Pour cette raison, la notion d'ajustement a été introduite. A partir de cette année une division est observable : un volet d'évolution est lié à l'utilisation de languettes (ajustement permis), un second est lié à la géométrie de la boucle et empêche le déplacement de la languette après la mise en place (principe de la ceinture typique existant actuellement).

En 1977, une autre évolution a été proposée. Un volet basculant permet le blocage du glissement d'une languette d'ajustement et en même temps de fermer la boucle. Ainsi, dans ce cas, la fermeture de la boucle dépend d'une déformation de la sangle.

Ensuite, en 1979, une boucle avec un couple mâle-femelle est proposée. Cette boucle garde la possibilité d'ajustement par des languettes mais la géométrie des surfaces de contact a évolué vers des géométries complémentaires.

En 1983, le développement des boucles en plastique a connu une évolution considérable. A partir de cette année, il a été observé deux volets d'évolutions sur les boucles selon les géométries des surfaces de contact. D'un côté, il existe des boucles avec une seule partie mâle et d'un autre côté, des boucles avec deux ou plus parties mâles.

Ce principe de fonctionnement est stable jusqu'à 2016. Un brevet qui propose l'intégration d'aimants est alors déposé. Ce type de boucle facilite la connexion entre les deux surfaces lorsqu'elles sont proches.

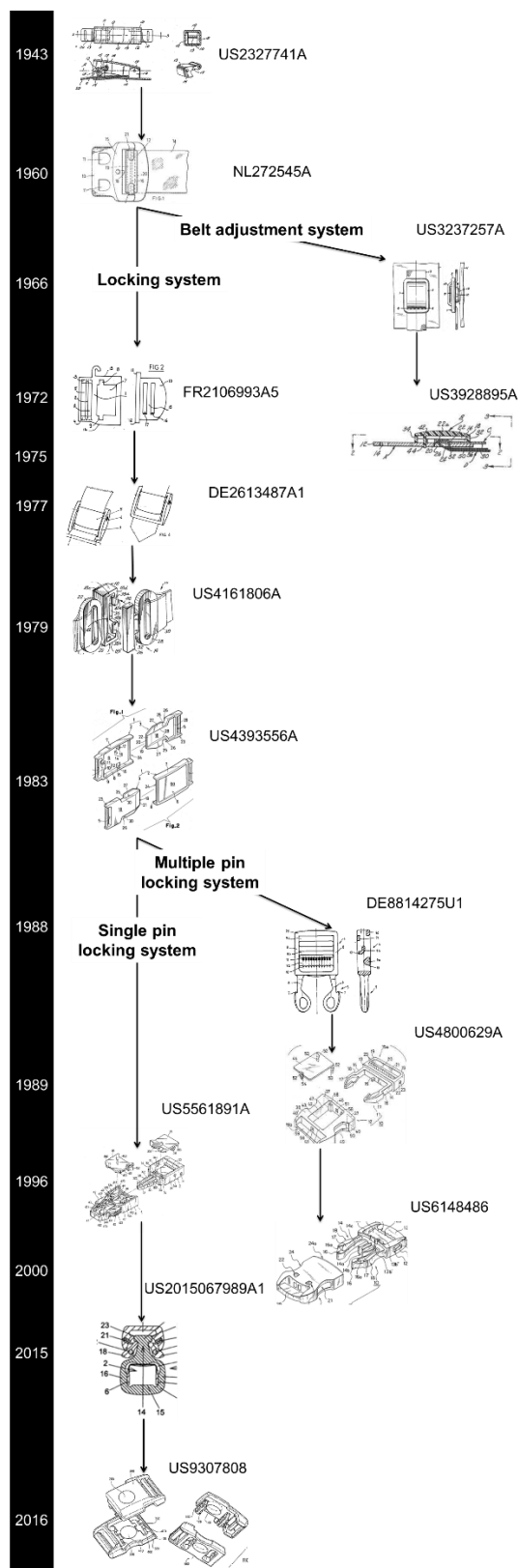


Figure 90 : Arbre d'évolution chronologique des brevets des fermetures à boucles (annexe V).

- **Phase 9 : Analyse de l'évolution**

La phase 9 permet l'analyse des évolutions des solutions brevetées ainsi que l'analyse des points critiques liés à ces évolutions. Dans cette phase, il est possible d'observer que les systèmes à boucle évoluent vers l'utilisation des aimants pour aider à la fermeture (Figure 91).

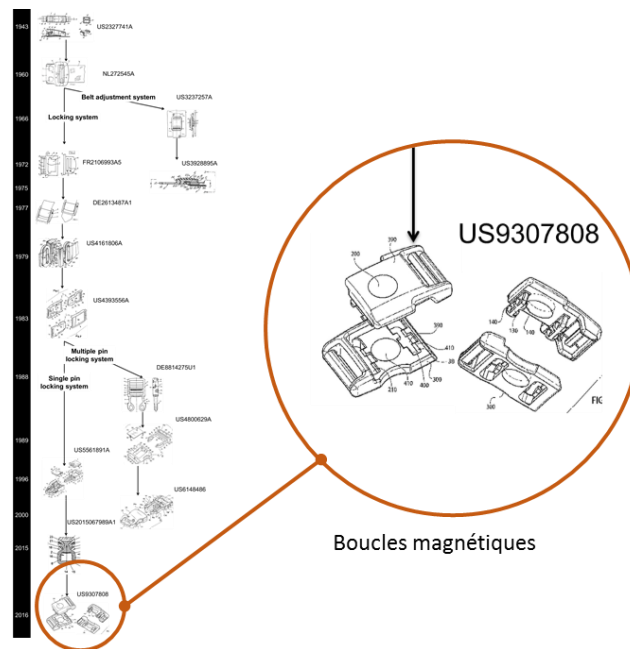


Figure 91 : Dernière évolution des boucles.

Par suite, plusieurs boucles aimantées ont été recherchées dans le marché. Huit ont été retenues et testées par des utilisateurs potentiels. Vingt utilisateurs ont sélectionné leurs deux meilleures solutions (Figure 92).

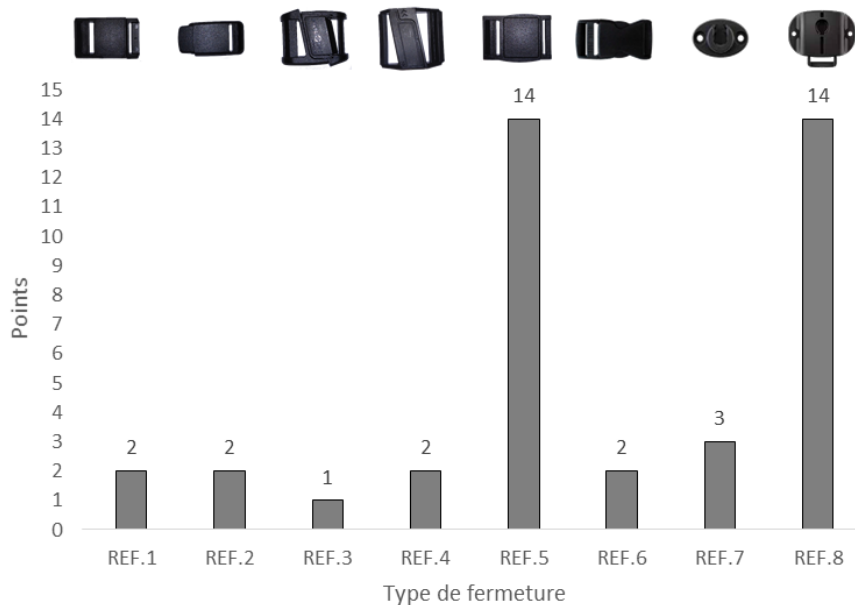


Figure 92 : Evaluation de différentes boucles aimantées.

A partir des choix des utilisateurs potentiels, il a été possible de dégager deux solutions intéressantes pour le système de fermeture d'une orthèse (Ref.5 et Ref.8).

De plus, il est important de noter que selon les critères pris en compte au cours de la phase 5, les composants résultants à la fin de la phase 9 peuvent être différents. Pour cette raison, le choix des critères au cours de la phase 5 représente un aspect très important.

4.5 Définition du blocage

La phase 7 concerne à la situation de vie « usage ». Elle vise la possibilité de blocage du mouvement du mécanisme d'une OAM, pour permettre l'utilisation de l'orthèse dans son rôle correcteur. Cette phase correspond à la suppression et/ou la limitation du degré de liberté permis par les liaisons de la chaîne cinématique.

Dans cette phase le concepteur introduit les choix technologiques selon les contraintes du domaine industriel (cf. section 2.2 de ce chapitre). Il est nécessaire de rappeler l'hypothèse définie dans la section 6.2.2 du chapitre 2 : les références sont alignées dans la position idéale prescrite par le médecin. Pour cette raison, de façon à bloquer le mécanisme, le concepteur doit rechercher :

- quelles liaisons bloquer ?
- comment réaliser le blocage ?

Quelles liaisons bloquer pour bloquer une translation du support final ?

Comme ne sont considérés que des mouvements dans le plan (cas 2D), les liaisons introduisent des degrés de liberté en translation dans le plan et en rotation au tour d'un axe orthogonal au plan.

Trois scénarios sont possibles :

- Scenario 1 : concepts ne comportant que des translations.
Pour bloquer le mécanisme le concepteur doit prévoir le blocage de chacune des translations.
- Scenario 2 : concepts ne comportant que des rotations.
Pour bloquer le mécanisme le concepteur doit évaluer le nombre de rotations (NR) existantes.
 - Scenario 2.1 : Les liaisons pivots d'extrémités sont centrées sur les interfaces d'appui des supports.

Dans ce cas il y a deux possibilités :

- ❖ $NR < 3$: le concepteur doit bloquer une des rotations.
- ❖ $NR \geq 3$: le concepteur doit bloquer les liaisons en rotation selon la relation suivante :

$$\text{Liaisons pivots à bloquer} = \text{nombre total de liaisons pivots} - 2 \quad (\text{Eq. 8})$$

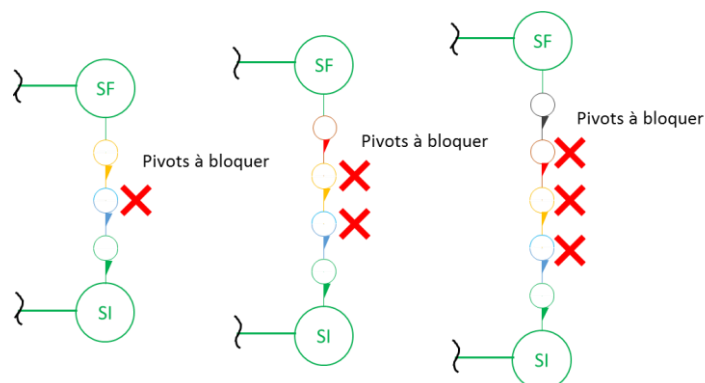


Figure 93 : Exemples de représentation de liaisons pivot à bloquer.

La Figure 93 représente uniquement quelques configurations possibles. L'objectif est de montrer le nombre de liaisons à bloquer. Par contre, les positions des liaisons à bloquer peuvent varier.

- **Scénario 2.2 :** Les liaisons pivot d'extrémités ne sont pas centrées sur les interfaces d'appui des supports.

Dans ce cas, il faut bloquer toutes les liaisons pivot.

- **Scénario 3 :** concepts combinant les deux cas précédents (translations et rotations).
Pour bloquer le mécanisme le concepteur doit considérer une combinaison des deux scénarios précédents. Il doit bloquer toutes les liaisons en translation comme dans le scénario 1 et les liaisons en rotation selon les possibilités présentées dans le scénario 2.

Quelles liaisons bloquer pour bloquer une rotation du support final ?

Dans le cas où le déplacement du support final par rapport au support initial est une rotation, pour bloquer cette rotation il est nécessaire de bloquer toutes les liaisons pivot de la chaîne.

Comment réaliser le blocage ?

La dernière étape définit le mode de blocage des liaisons. En faisant une évaluation des principes de blocage existants, il est possible de distinguer deux types de blocage : blocage classique et blocage bistable.

Dans le cas des blocages classiques, multipositions, trois méthodes permettent de bloquer des liaisons : par adhérence, par arc-boutement ou par obstacle.

Blocage par adhérence :

L'efficacité du blocage par adhérence dépend de l'état de la surface des contacts et essentiellement des matériaux en présence (Figure 94).



Figure 94 : Exemple de blocage par adhérence
(A : bâton de ski ; B : bâton réglable de balai).

Blocage par arc-boutement :

Le blocage par arc-boutement, permet un blocage systématique. Il se produit pour des configurations géométriques particulières en translation (serre-joint du maçon) ou en rotation (roue libre). Deux exemples sont donnés sur la Figure 95.

L'arc-boutement en translation se produit pour des guidages très courts par rapport à la largeur (ou le diamètre) du guidage. L'arc-boutement en rotation induit des formes particulières de moyeux (pente) ou des formes particulières de pièces intermédiaires (osselets).

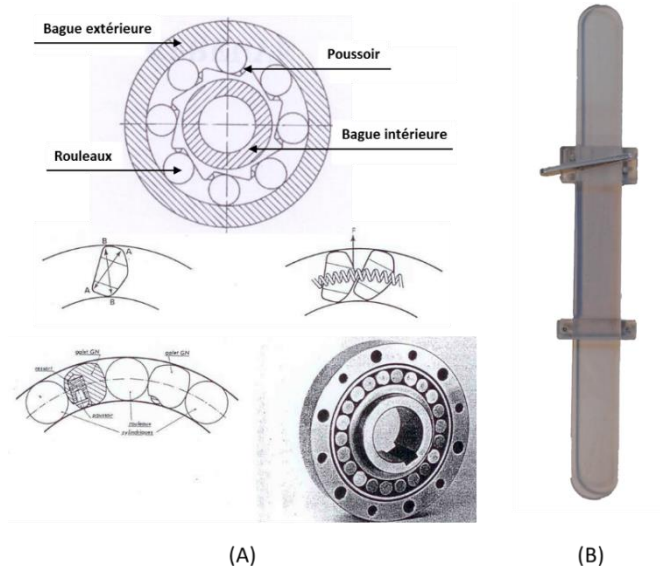


Figure 95 : Exemple de blocage par arc-boutement
(A : roue libre ; B : mât réglable).

Blocage par obstacle :

Le blocage par obstacle, par pas, peut être réalisé par l'intermédiaire d'une clavette, d'une goupille, d'un doigt, ... (Figure 96).



Figure 96 : Exemples de blocage par obstacle
(A : clé à cliquet ; B : béquille ; C : orthèse du genou).

Les blocages par arc-boutement sont des systèmes unilatéraux qui fonctionnent lors d'un changement de direction des efforts de façon automatique. Une intervention du patient doit permettre le déblocage.

Blocage bistable :

Un système de blocage bistable est un système qui assure deux positions de blocage stables sans position intermédiaire, aux deux extrémités d'un déplacement par exemple [155].

Ces systèmes sont le plus souvent basés sur la déformation élastique d'un composant pour permettre le passage d'une position à l'autre (Figure 97). C'est la manœuvre du dispositif (donc le patient) qui réalise ce passage, sans intervention directe sur le composant. Les exemples les plus connus sont les pinces étaux, les sauterelles ou les systèmes à genouillères.

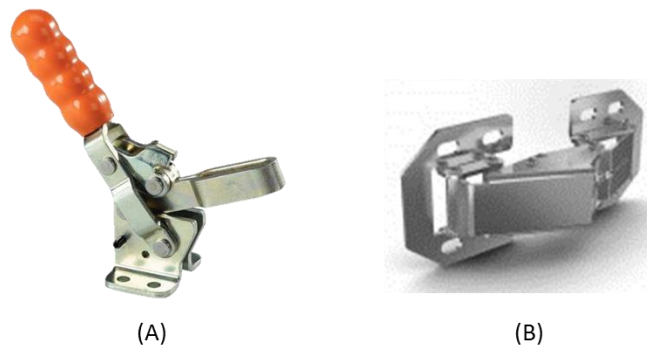


Figure 97 : Exemple de systèmes bistables
(A : sauterelle; B : charnière de porte).

Le choix technologique entre les différentes possibilités est surtout un choix ergonomique et il est basé sur les possibilités de réalisation de l'entreprise. Seuls les systèmes bistables n'imposent pas d'intervention du patient. Les systèmes par arc-boutement se bloquent automatiquement mais imposent une action directe sur le composant pour le déblocage. Les systèmes classiques doivent être manœuvrés par le patient. Une classification est construite (Figure 98).

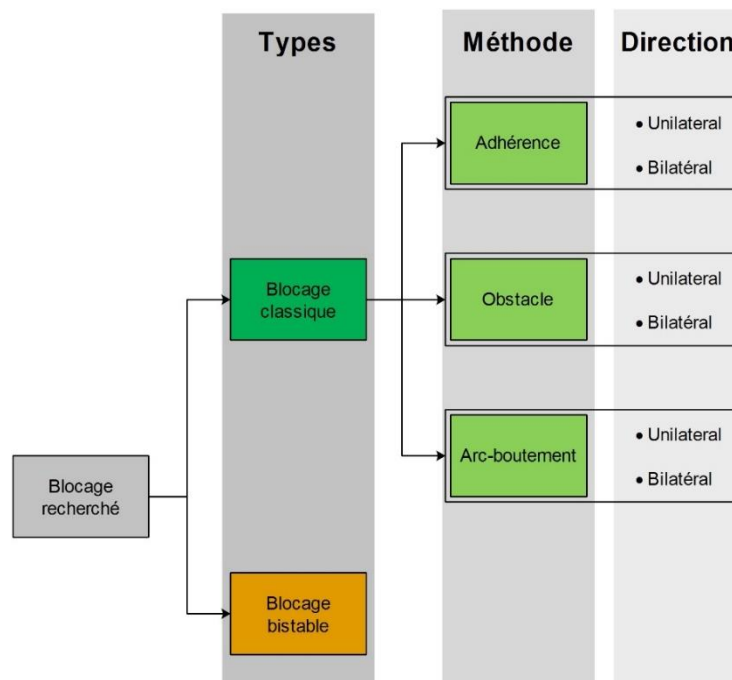


Figure 98 : Classification des principes de blocage d'un mécanisme.

Cette classification permet de structurer la base de données de composants d'interaction blocables. La construction de cette base repose sur la méthode présentée dans la section 4.4 de ce chapitre. Le concepteur s'appuie sur cette base pour faire ses choix. Ainsi, à la fin de cette phase, le concepteur a choisi les composants d'interaction blocables (Figure 99).

4.6.1 Définition des supports

Les supports doivent s'adapter à la morphologie du patient. Si l'orthèse est sur mesure, on utilise des outils d'acquisition de volume (scanners 3D par exemple) et des systèmes assistés par ordinateur (CFAO). Si l'orthèse est standardisée, les supports et les composants d'interaction d'interface doivent être déformables pour s'adapter au segment du corps, spécialement pendant la situation de vie « connexion ».

4.6.2 Définition des pièces

Les pièces vont supporter les efforts durant l'utilisation de l'orthèse. Les encombrements sont définis et validés dans la phase 6. Pour définir les formes et les matériaux, le concepteur s'appuie sur des outils de modélisation et de simulation des phénomènes physiques. Ces phénomènes font intervenir les sollicitations mécaniques (traction-compression, flambage, flexion,...). La définition des formes intègre les possibilités de fabrication de l'entreprise.

4.6.3 Définition des composants d'interaction élémentaires

Les composants d'interaction d'interface et les composants d'interaction de blocage sont déjà définis. Ainsi, il faut maintenant choisir les composants d'interaction élémentaires dans les bases de données (glissières, pivots, rotules, encastrement,...). Ces composants permettent d'assurer les liaisons sans spécificités. Les jeux fonctionnels sont définis dans la phase 6 et contribuent au choix des composants d'interaction élémentaires.

4.6.4 Intégration

Cette phase réalise l'assemblage du système conçu et donc valide la cohérence des choix de tolérancement, de jeux fonctionnels et de traitement de l'hyperstaticité.

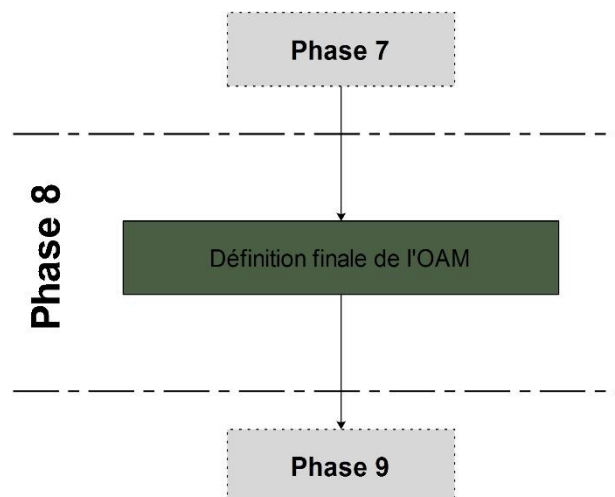


Figure 101 : Phase 8 de la méthode de conception d'OAM.

A la fin de cette phase, le concepteur a entièrement conçu l'OAM selon les contraintes du CdCF, les exigences de l'entreprise et la prescription médicale.

4.7 Qualification de la conception

La dernière phase, concerne la qualification de la conception. L'orthèse va être évaluée à partir des sensations exprimées par l'utilisateur. L'artefact de l'orthèse est un prototype fonctionnel développé

en prenant en compte les limitations de l'entreprise (matériaux, procédés de fabrication, ...) de façon à obtenir un prototype le plus proche possible de l'orthèse finale.

L'évaluation des sensations d'utilisation dépend aussi de l'interprétation de l'information transmise par l'utilisateur. L'utilisateur va définir ses sensations d'utilisation ; pour cela il peut s'appuyer sur un ensemble de descripteurs prédéfinis [156]

Ainsi, dans cette étape, lors d'une étude de cohorte, plusieurs utilisateurs de l'orthèse vont s'exprimer pour établir un recueil de descripteurs par des entretiens, des questionnaires dirigés et par l'expression libre des sensations d'utilisation (voir annexe III). Cette phase va permettre de prédéfinir une base de descripteurs.

Le concepteur doit alors faire un lien entre ce qui est exprimé par l'utilisateur et le, ou les, composants de l'orthèse ciblés par l'information de l'utilisateur. Cette dernière partie a été explorée par plusieurs auteurs [157], [158] et une méthode d'intégration des sensations a été proposée par Doré [159].

S'il y a des problèmes d'inconfort ou d'ergonomie, cette phase peut avoir une influence à différents niveaux de la méthode (récursivité), selon le problème ressenti et le composant mis en question (Figure 102).

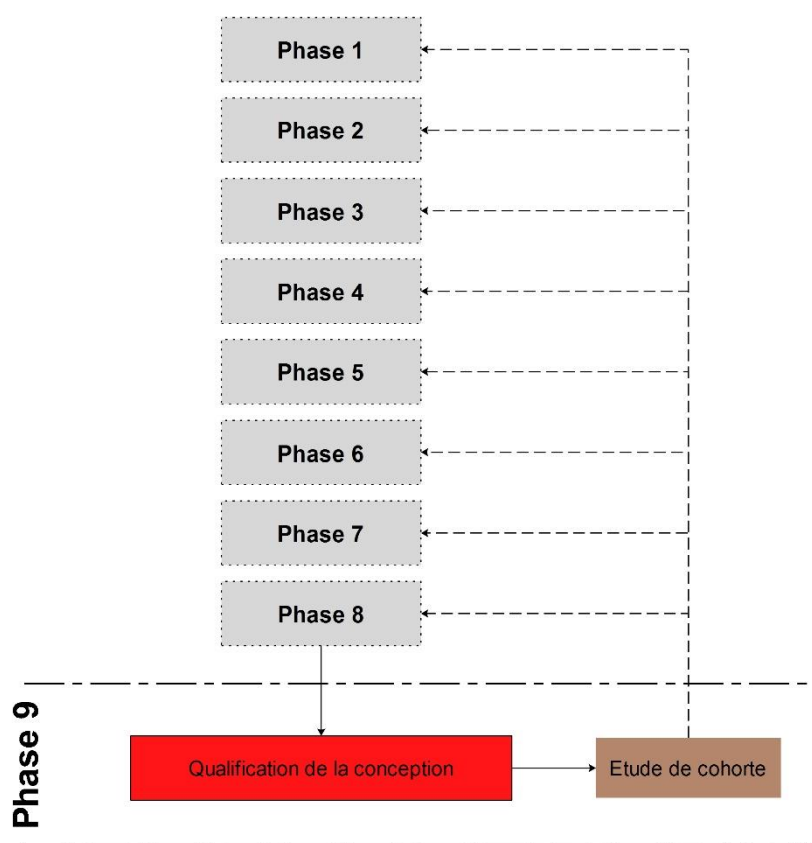


Figure 102 : Phase 9 de la méthode de conception d'OAM.

Ainsi par l'assemblage de toutes les phases précédentes il est possible de récapituler toute la méthode de conception d'orthèses d'OAM (Figure 103).

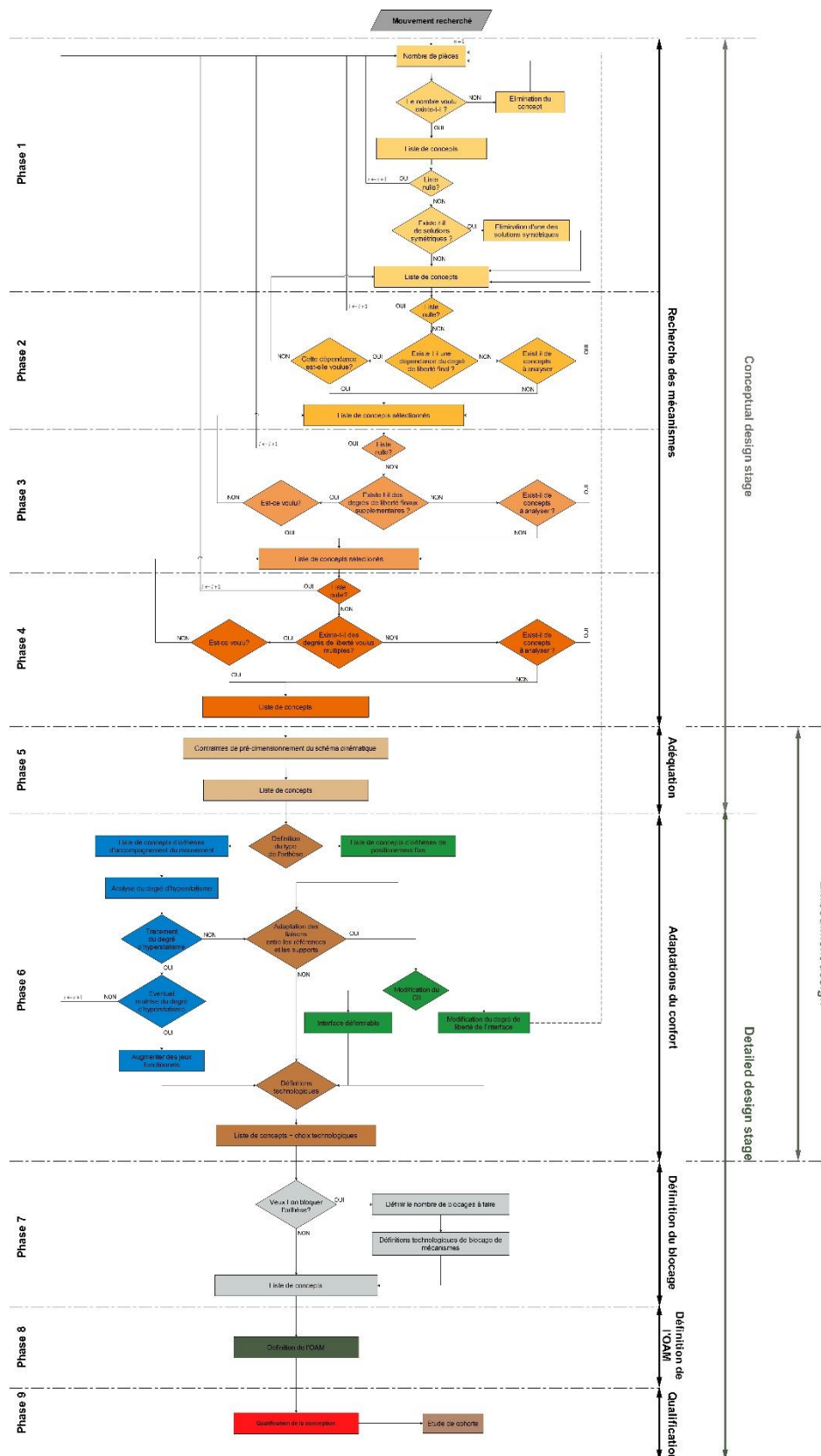


Figure 103 : Méthode de conception d'OAM (voir annexe VI).

En résumé, cette méthode présente un caractère divergent dans les quatre premières phases, c'est-à-dire, dans la recherche de concepts. A partir de cette étape elle présente un caractère convergent ; les composants sont sélectionnés en fonction des exigences.

Conclusions du chapitre

Ce chapitre a présenté une étude comparative des processus de conception proposés par quatre auteurs de référence. Une analyse critique de leur découpage a été faite. Une extension au domaine particulier des dispositifs médicaux, notamment les orthèses, a été proposée.

Une des particularités des orthèses est liée à l'interaction permanente au cours du traitement entre le dispositif et l'utilisateur. Pour cette raison, le processus de conception d'une orthèse doit prendre en compte de façon continue l'interaction entre l'orthèse et l'utilisateur. Le processus de conception est par suite centré sur l'utilisateur. De surcroît, nous devons intégrer le caractère transdisciplinaire de l'étude et les rôles spécifiques des différents domaines (médical, industriel et utilisateur) pendant ce processus.

De façon à structurer le processus de conception des orthèses avec mécanisme (OAM), une méthode composée de neuf phases et basée sur la cinématique des mécanismes a été développée. Cette méthode s'appuie sur le découpage proposé par Pahl & Beitz, mais, à l'instar de l'ingénierie simultanée ou collaborative, elle considère des superpositions de tâches, notamment entre « *conceptual design* » et « *embodiment design* », et entre « *embodiment design* » et « *detailed design* ».

Ainsi, les quatre premières phases de la méthode permettent d'effectuer une recherche de mécanismes selon leur cinématique. Cette phase de recherche de concepts a un caractère divergent. En revanche, ensuite, les concepts sont progressivement définis ou éliminés et la méthode acquiert un caractère convergent.

Cette méthode est alimentée par une base de connaissances des mobilités. L'utilisation de la base permet d'explorer les solutions de façon exhaustive. Toutes les possibilités de mécanismes sont prises en compte en fonction du nombre de pièces envisagé.

Pour l'élaboration de cette base de connaissances, nous nous sommes placés dans un cadre de mouvement plan pour deux raisons :

- La première est liée au fait que cela permet de montrer plus facilement les solutions obtenues,
- La seconde est liée à ce que la plupart des orthèses concerne des mouvements plans.

Ainsi, la base de connaissances des mobilités est définie comme le point de départ. Elle alimente la méthode de façon à permettre une sélection des concepts au cours du déroulement. Malgré son caractère séquentiel et linéaire, la méthode inclut des processus itératifs qui lui confèrent une certaine flexibilité.

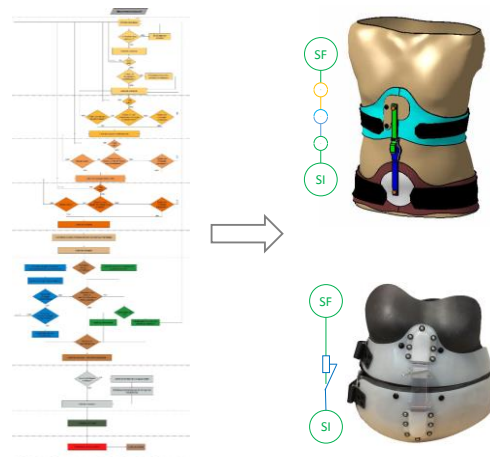
Cette méthode va jusqu'aux choix technologiques des composants ; elle englobe donc toutes les étapes de développement du produit. A cette fin, une méthode complémentaire de construction de bases de données des composants a été présentée. Elle est basée sur l'analyse de l'existant et des brevets et est continuellement réactualisée.

Enfin, la dernière phase qualifie la conception à partir d'une étude de cohorte basée sur plusieurs patients. Un ou des prototypes fonctionnels sont réalisés et testés. Les patients s'expriment à partir de descripteurs et de questionnaires analysés ensuite par le concepteur. Les résultats permettent de valider ou d'améliorer le produit final.

De façon à valider la méthode proposée un cas d'étude sera développé dans le chapitre suivant pour concevoir une orthèse de traitement d'une maladie posturale du tronc, la camptocormie.

Chapitre V

Développement d'un corset pour traiter la camptocormie



Résumé du chapitre

Ce chapitre applique la méthode de conception d'OAM au développement d'un corset pour le traitement de la camptocormie. Les phases correspondant au « conceptual design », « embodiment design » et « detailed design » de la méthode proposée, sont appliquées pour permettre le développement de deux OAM à mécanismes différents.

L'étape de recherche de mécanismes est appliquée pour déterminer les différentes chaînes cinématiques assurant la prescription médicale.

L'étape d'adéquation entre concepts et contraintes de déplacement et entre le concept et les contraintes dimensionnelles permet de donner les premières dimensions aux concepts et de traiter le confort et l'ergonomie.

Des composants de blocage de deux types sont définis pour deux mécanismes des deux OAM.

Les autres composants sont choisis ou conçus au cours de l'étape de définition finale de l'OAM.

Enfin, la qualification partielle de ces orthèses avec mécanisme est réalisée.

Organisation du chapitre

Définition du Cahier des Charges Fonctionnel

- Cahier des charges du mécanisme
- Cahier des charges des supports

Application de la méthode de conception d'OAM

- Recherche de mécanismes
- Adéquation entre concepts et contraintes de déplacement et entre contraintes dimensionnelles
- Adaptations de confort
- Définition du blocage
- Définition finale de l'OAM
- Qualification de la conception

1 Définition du Cahier des Charges Fonctionnel

Pour le développement d'un corset de traitement de la camptocormie, le domaine médical a prescrit une orthèse avec mécanisme (OAM), de positionnement. Conjointement, le cahier des charges a été défini avec l'entreprise Lagarrigue S.A. Pessac, en accord avec le cadre de cette thèse CIFRE.

Un patient de 1,75 m et une distance thoraco-pelvienne en position redressée de 40 cm est pris en compte. De plus, en « position camptocormique », cette distance thoraco-pelvienne est réduite à 20cm (Figure 104).

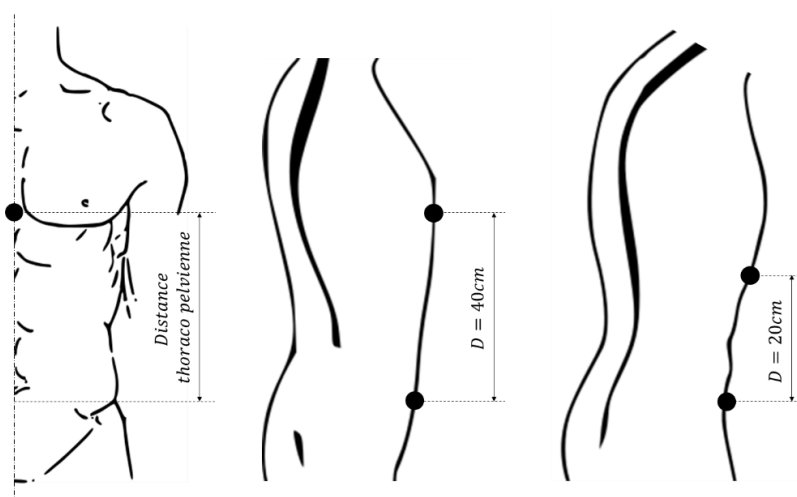


Figure 104 : Distance entre les deux références anatomiques en deux positions différentes.

Le Cahier des Charge Fonctionnel (CdCF) a pris en compte les composants de l'orthèse, notamment le mécanisme et les supports (Tableau 21).

Tableau 21 : CdCF partiel pour le mécanisme et les supports de l'OAM.

N	Fonctions du mécanisme	Critères	Niveau
1	Permettre le réglage vertical	Ty	$0 \leq Ty \leq 200 \text{ mm}$
2	Etre amovible	Etapas	Etapas ≤ 4
3	Réduire le nombre de pièces	Pièces	Pièces ≤ 4
4	Résister à la force d'effondrement	Force d'Euler	Force d'Euler $\leq 100 \text{ N}$
5	Être léger	Masse	$m \leq 300 \text{ g}$
N	Fonctions des supports	Critères	Niveau
6	Faciliter la mise en place	Etapas	Etapas ≤ 5
		Masse	$m \leq 500 \text{ g}$
7	Permettre une mise en place reproductible	Aides visuelles	Aides visuelles ≥ 1
8	Permettre une adaptation à la morphologie du corps	Ecrasement	$5\% \leq \text{Ecrasement} \leq 15\%$
9	Permettre une ouverture facile	Etapas	Etapas ≤ 2

2 Application de la méthode de conception d'OAM

La méthode de conception proposée dans le chapitre 4 va être appliquée au cas spécifique du développement d'une orthèse posturale de traitement de la camptocormie.

Selon la classification des orthèses proposée au cours du chapitre 2, cette orthèse appartient à la catégorie d'une OAM de positionnement ; elle va être utilisée dans une position fixe, qui ne change pas au cours de l'utilisation.

La prescription médicale de traitement de la camptocormie réside dans le redressement du tronc. L'orthèse devra être placée sur le corps en position redressée ; le patient est allongé ou adossé à une paroi dans une situation proche de la situation de traitement. L'orthèse à concevoir permettra un déplacement vertical du support final par rapport au support initial.

La méthode sera appliquée par sections et en prenant en compte l'évolution vers trois types de mécanismes globaux (à une pièce, à deux pièces et à trois pièces), puisque le cahier des charges limite à quatre le nombre de pièces. Ainsi, on montrera les possibilités de mécanismes et leurs évolutions en fonction du nombre de pièces.

2.1 Recherche de mécanismes

Par la prescription médicale le médecin a défini le bassin et le thorax comme références anatomiques (respectivement référence initiale et référence finale). Nous recherchons les mécanismes assurant un déplacement T_y du support final par rapport au support initial. Nous commençons alors par le nombre minimum de pièces.

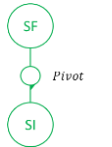
2.1.1 Mécanisme global à une pièce

Prenant en compte le mécanisme global composé d'une pièce, le concepteur doit commencer par définir le mouvement T_y voulu entre les supports dans la base de connaissance des mobilités.

Phase 1 :

En prenant en compte les concepts qui permettent un déplacement vertical du support final par rapport au support initial (dépendant ou indépendant), nous obtenons les concepts du Tableau 22.

Tableau 22 : Concepts issus de la phase 1 – mécanisme à une pièce.

Concept	Mvt. ST/SI	Déplacements		Degrés de liberté			Liaisons à bloquer		Analyse en chaîne fermée			Schéma
		Totaux	Indép.	T_x	T_y	R_z	Nombre	Nature	m_i	m_u	h	
1	T_y	1	1	0	1	0	1	T	0	0	2	
2	$T_x * T_y * R_z$	3	1	0	0	1	1	R	0	0	2	

Dans ce cas, avec une pièce unique (donc un mécanisme réduit à une seule liaison) la recherche de l'existence de concepts symétriques n'a pas de raison d'être.

Phase 2 :

Dans la deuxième phase, le concepteur définit si la dépendance du mouvement par rapport au degré de liberté envisagé est voulue ou non.

Dans ce cas, nous considérons que cette dépendance n'est pas voulue car le déplacement selon y obtenu par la rotation reste faible par rapport à l'amplitude voulue. En conséquence, le concept 2 est éliminé (Tableau 23).

Tableau 23 : Concepts issus de la phase 2 – mécanisme global à une pièce.

Concept	Mvt. ST/SI	Déplacements		Degré de liberté			Liaisons à bloquer		Analyse en chaîne fermée			Schéma
		Totaux.	Indép.	T _x	T _y	R _z	Nombre	Nature	m _i	m _u	h	
1	Ty	1	1	0	1	0	1	T	0	0	2	

A la fin de la phase 2, pour un mécanisme global à une pièce, nous obtenons un seul concept possible pour la cinématique envisagée par la prescription médicale (Ty). Comme le mécanisme global ne comporte qu'une pièce, les phases 3 et 4 n'ont pas de raison d'être.

2.1.2 Mécanisme global à deux pièces

Pour avoir d'autres solutions, nous cherchons maintenant des mécanismes globaux composés de deux pièces.

Phase 1 :

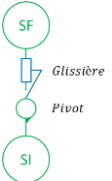
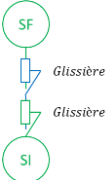
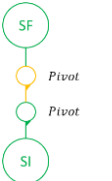
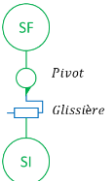
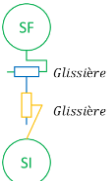
Ainsi, en prenant en compte uniquement les solutions qui permettent le déplacement vertical entre les deux supports nous obtenons 8 concepts (Tableau 24).

Tableau 24 : Concepts issus de la phase 1 – mécanisme global à deux pièces.

Concepts	Mvt. ST/SI	Déplacements		Degrés de liberté			Liaisons à bloquer		Analyse en chaîne fermée			Schéma
		Totaux	Indép.	T _x	T _y	R _z	Nombre	Nature	m _i	m _u	h	
1	Tx*TyRz	3	2	0	1	1	1	T	0	0	1	
2	Ty	1	1	0	2	0	2	T	1	0	2	
3	Tx*Ty*Rz	3	1	0	0	2	1	R	0	0	1	
4	TxTy*Rz	3	1	1	0	1	1	T	0	0	1	
5	TxTy*Rz	3	1	1	0	1	1	T	0	0	1	
6	TxTy	2	2	1	1	0	2	T	0	0	1	
7	TxTy	2	2	1	1	0	2	T	0	0	1	
8	Tx*TyRz	3	2	0	1	1	1	T	0	0	1	

La seconde étape de cette phase correspond à l'élimination éventuelle des concepts symétriques. Le tableau précédent (Tableau 24) met en évidence plusieurs concepts répétés de façon symétrique (concepts 1 et 8, concepts 4 et 5 et concepts 6 et 7). Les concepts 4, 6 et 8 vont donc être supprimés. A la fin de cette phase, nous disposons de 5 concepts possibles (Tableau 25).

Tableau 25 : Concepts issus de la phase 1 – mécanisme à deux pièces.

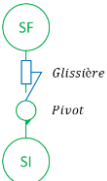
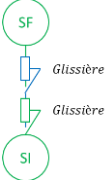
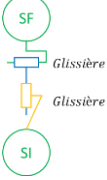
Concepts	Mvt. ST/SI	Déplacements		Degrés de liberté			Liaisons à bloquer		Analyse en chaîne fermée			Schéma
		Totaux	Indép.	T _x	T _y	R _z	Nombre	Nature	m _i	m _u	h	
1	Tx*TyRz	3	2	0	1	1	1	T	0	0	1	
2	Ty	1	1	0	2	0	2	T	1	0	2	
3	Tx*Ty*Rz	3	1	0	0	2	1	R	0	0	1	
5	TxTy*Rz	3	1	1	0	1	1	T	0	0	1	
7	TxTy	2	2	1	1	0	2	T	0	0	1	

Phase 2 :

Dans la deuxième phase, le concepteur définit si la dépendance du mouvement par rapport au degré de liberté envisagé est voulue ou non.

Nous éliminons les concepts qui n'assurent pas de translation Ty indépendante, c'est-à-dire un déplacement Ty de trop faible amplitude dépendant de la rotation. Ainsi, les concepts 3 et 5 vont être supprimés (Tableau 26).

Tableau 26 : Concepts issus de la phase 2 – mécanisme global à deux pièces.

Concepts	Mvt ST/SI	Déplacements		Degré de liberté			Liaisons à bloquer		Analyse en chaîne fermée			Schéma
		Totaux	Indép.	T _x	T _y	R _z	Nombre	Nature	m _i	m _u	h	
1	Tx*TyRz	3	2	0	1	1	1	T	0	0	1	
2	Ty	1	1	0	2	0	2	T	1	0	2	
7	TxTy	2	2	1	1	0	2	T	0	0	1	

A la fin de cette phase, le concepteur dispose des trois concepts 1, 2 et 7.

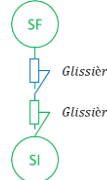
Phase 3 :

Dans la troisième phase, le concepteur recherche les adaptations du système aux limitations spécifiques de l'utilisateur. Ainsi il analyse l'existence des degrés de liberté supplémentaires, au-delà des degrés de liberté nécessaires à la réalisation de la cinématique prescrite.

Le concept 7 permet un déplacement Tx, ce déplacement n'est pas nécessaire car il est considéré que les deux références sont complètement alignées. Une adaptation en Tx augmenterait les coûts. Ainsi, le concept 7 est supprimé de la liste qui va, par conséquent, être réduite au concept 2 (Tableau 27).

Le concept 1, par la présence de la rotation, permet aussi un déplacement Tx*. Cette solution ne convient donc pas. Dans le Tableau 27, il ne reste qu'une solution acceptable, le concept 2.

Tableau 27 : Concepts issus de la phase 3 – mécanisme global à deux pièces.

Concepts	Mvt. ST/SI	Déplacements		Degrés de liberté			Liaisons à bloquer		Analyse en chaîne fermée			Schéma
		Totaux.	Indép.	T _x	T _y	R _z	Nombre	Nature	m _i	m _u	h	
2	Ty	1	1	0	2	0	2	T	1	0	2	

Phase 4 :

La quatrième phase termine la recherche de mécanismes et par conséquent de sélection de concepts. Elle est liée à la possibilité d'un réglage fin du mécanisme global. Le concepteur analyse l'existence de degrés de libertés répétés et autorisant le déplacement prescrit.

A ce stade, nous conservons la possibilité d'introduire un réglage fin car les composants d'interaction ne sont pas encore choisis. La possibilité d'un concept redondant est donc prise en compte et nous considérons le concept 2 (Tableau 28).

Tableau 28 : Concepts issus de la phase 3 – mécanisme global à deux pièces.

Concepts	Mvt. ST/SI	Déplacements		Degrés de liberté			Liaisons à bloquer		Analyse en chaîne fermée			Schéma
		Totaux	Indép.	T _x	T _y	R _z	Nombre	Nature	m _i	m _u	h	
2	Ty	1	1	0	2	0	2	T	1	0	2	

2.1.3 Mécanisme global à trois pièces

Comme dans la section précédente, pour avoir d'autres solutions, une recherche de mécanismes globaux composés par trois pièces est réalisée.

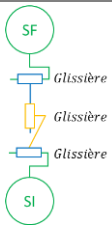
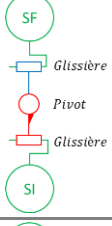
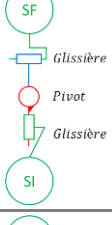
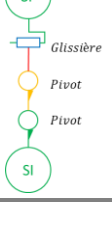
Phase 1 :

En prenant en compte uniquement les solutions qui permettent un déplacement vertical entre les deux supports dans un mécanisme global à trois pièces, nous obtenons 26 concepts possibles.

Ensuite, la seconde étape permet de supprimer les concepts symétriques. Après cette suppression, nous obtenons 9 concepts possibles (Tableau 29).

Tableau 29 : Concepts issus de la phase 3 – mécanisme global à deux pièces.

Concept	Mvt. ST/SI	Déplacements		Degrés de liberté			Liaisons à bloquer		Analyse en chaîne fermée			Schéma
		Totaux	Indép.	T _x	T _y	R _z	Nombre	Nature	m _i	m _u	h	
138	Tx*TyRz	3	2	0	1	2	1	T	0	0	0	
14	Ty	1	1	0	3	0	3	T	3	0	3	
21	Ty*Rz	3	1	0	0	3	1	R	0	0	0	

32	TxTy	2	2	2	1	0	3	T	1	0	1	
40	TxTy	2	2	1	2	0	3	T	1	0	1	
80	TxTy*Rz	3	2	2	0	1	2	T	1	0	1	
169	TxTyRz	3	3	1	1	1	2	T	0	0	0	
129	Tx*TyRz	3	2	0	2	1	2	T	1	0	1	
89	TxTy*Rz	3	2	1	0	2	1	T	0	0	1	

Phase 2 :

Dans la deuxième phase, le concepteur définit si la dépendance du mouvement par rapport au degré de liberté envisagé est voulue ou non. Les concepts pour lesquels des mouvements dépendent du degré de liberté en rotation vont être pris en compte (Tableau 30).

Nous éliminons les concepts qui n'assurent pas de translation Ty indépendante donc, un déplacement Ty de trop faible amplitude dépendant de la rotation. Ainsi, les concepts 80 et 89 sont supprimés de la liste. Le concept 21 est conservé car la présence de 3 rotations lui confère des propriétés intéressantes ; on peut obtenir un déplacement en y et simultanément supprimer le déplacement selon x (Tableau 30).

Tableau 30 : Concepts issus de la phase 2 – mécanisme global à trois pièces.

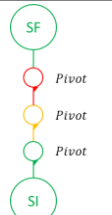
Concept	Mvt. ST/SI	Déplacements		Degrés de liberté			Liaisons à bloquer		Analyse en chaîne fermée			Schéma
		Totaux	Indép.	T _x	T _y	R _z	Nombre	Nature	m _i	m _u	h	
138	Tx*TyRz	3	2	0	1	2	1	T	0	0	0	
14	Ty	1	1	0	3	0	3	T	3	0	3	
21	Ty*Rz	3	1	0	0	3	1	R	0	0	0	
32	TxTy	2	2	2	1	0	3	T	1	0	1	
40	TxTy	2	2	1	2	0	3	T	1	0	1	
169	TxTyRz	3	3	1	1	1	2	T	0	0	0	
129	Tx*TyRz	3	2	0	2	1	2	T	1	0	1	

Phase 3 :

Dans la troisième phase, le concepteur recherche les adaptations du système aux limitations spécifiques de l'utilisateur. Ainsi il analyse l'existence des degrés de liberté supplémentaires, au-delà des degrés de liberté nécessaires, à la réalisation de la cinématique prescrite.

Dans ce cas, les degrés de libertés supplémentaires ne sont pas voulus en raison de l'alignement existant entre les deux références. Pour cette raison nous optons pour une élimination des possibilités de Tx pour réduire les coûts. Ainsi, les concepts 14 et 21 (Tableau 31) sont retenus.

Tableau 31 : Concepts issus de la phase 2 – mécanisme global à trois pièces.

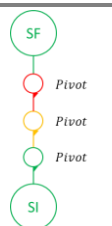
Concept	Mvt. ST/SI	Déplacements		Degrés de liberté			Liaisons à bloquer		Analyse en chaîne fermée			Schéma
		Totaux	Indép.	T _x	T _y	R _z	Nombre	Nature	m _i	m _u	h	
14	Ty	1	1	0	3	0	3	T	3	0	3	
21	Rz	3	1	0	0	3	1	R	0	0	0	

Phase 4 :

Cette phase correspond à la possibilité d'un réglage fin du mécanisme global. Ainsi le concepteur analyse l'existence de degrés de libertés répétés et autorisant le déplacement prescrit.

Ainsi, le concepteur recherche l'existence de plusieurs liaisons qui permettent une translation verticale et décide sur son intégration ou non. Le concept 14 possède 3 glissières donc 3 possibilités de Ty de façon redondante. Ce fait permettra de différencier le réglage du mécanisme en deux moments : réglage normale et réglage de précision. Pour cela, nous avons déjà le concept 2 qui est sélectionné avec 2 glissières. Pour des raisons de coût, poids et facilité de fabrication chez l'entreprise, à la fin de cette phase, seul le concept 21 subsiste (Tableau 32).

Tableau 32 : Concepts issus de la phase 2 – mécanisme global à trois pièces.

Concept	Mvt. ST/SI	Déplacements		Degrés de liberté			Liaisons à bloquer		Analyse en chaîne fermée			Schéma
		Totaux	Indép.	T _x	T _y	R _z	Nombre	Nature	m _i	m _u	h	
21	Ty*Rz	3	1	0	0	3	1	R	0	0	0	

2.1.4 Résumé : mécanismes obtenus avec une, deux et trois pièces

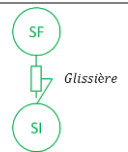
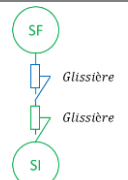
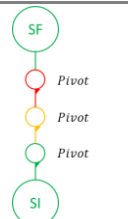
A partir de la recherche de mécanismes pour l'OAM, trois concepts ont émergé. Un concept qui considère un mécanisme global à une pièce (1), un deuxième qui considère un mécanisme global à deux pièces (2) et un troisième qui considère un mécanisme global à trois pièces (21) (Tableau 33).

Deux de ces concepts autorisent la translation verticale de façon indépendante (1 et 2) ; dans le troisième concept, la translation verticale résulte des mouvements de rotation (21). Le concept 2 présente une configuration redondante : la double translation verticale permet un réglage fin du mécanisme.

Pour les concepts à une et deux pièces (1 et 2), le blocage des déplacements nécessite le blocage de toutes les liaisons du mécanisme. En revanche, pour le concept à trois pièces (21), il n'est nécessaire de bloquer que la liaison de type pivot intermédiaire.

Quand la chaîne cinématique, côté dispositif, et la chaîne cinématique, côté corps, sont mises en relation (chaîne fermée), seul le concept (21) présente une chaîne cinématique isostatique.

Tableau 33 : Résumé des mécanismes issus des phases de recherche de mécanismes.

Mvt.	Déplacements		Degré de liberté			Liaisons à bloquer		Analyse en chaîne fermée			Schéma
	SF/SI	Totaux	Indép.	T _x	T _y	R _z	Nombre	Nature	m _i	m _u	
Mécanisme global à une pièce											
Ty (1)	1	1	0	1	0	1	T	0	0	2	
Mécanisme global à deux pièces											
Ty (2)	1	1	0	2	0	2	T	1	0	2	
Mécanisme global à trois pièces											
Ty*Rz (21)	3	1	0	0	3	1	R	0	0	0	

2.2 Adéquation entre concepts et contraintes de déplacement, entre concepts et contraintes dimensionnelles

Cette phase définit la distance entre les deux supports, la distance entre les pièces et les déplacements permis par chaque liaison. Ainsi, les concepts issus de la recherche de mécanismes sont pré-dimensionnés selon des contraintes de déplacement et des contraintes dimensionnelles.

Les concepts de mécanismes globaux sont définis en prenant en compte les dimensions présentées dans la Figure 104.

Pour le concept 1, mécanisme global à une pièce, la liaison glissière est équidistante du support initial et du support final. L'amplitude maximale du déplacement est de 20cm (Figure 105 - A).

Pour le concept 2, mécanisme global à deux pièces avec deux glissières en série, la première glissière est placée à 5cm du support initial et la seconde à 5cm du support final. Comme ce mécanisme représente un système redondant, et donc la possibilité d'un réglage fin, les amplitudes de déplacement de chaque liaison sont complémentaires. Ainsi, la première glissière permet un déplacement de 19cm et la deuxième un réglage fin de 1cm (Figure 105 - B).

De plus, il peut être considéré que le concept (B) est une évolution directe du concept (A) mais qui permet un réglage fin du mécanisme. Pour des raisons de coût, ce concept ne sera pas pris en compte au cours des sections suivantes. L'introduction de ce critère à ce moment et pas avant est liée à un non limitation de la créativité à niveau conceptuel.

Le concept 21, mécanisme global à trois pièces, composé par trois liaisons du type pivot. Deux des pivots sont intégrés au niveau du support initial et du support final et permettent une rotation de 45°. L'autre pivot est placé au milieu entre le support initial et le support final et permet une rotation de 90° (Figure 105 - C).

Les valeurs des contraintes dimensionnelles définies dans cette phase peuvent être liées à plusieurs aspects : pathologiques, ergonomiques, choix technologiques, Pour ces raisons, les valeurs considérées ici peuvent être modifiées au cours de la phase 8 (conception détaillée). Ces dimensions peuvent, selon le cas, être figées par le CdCF.

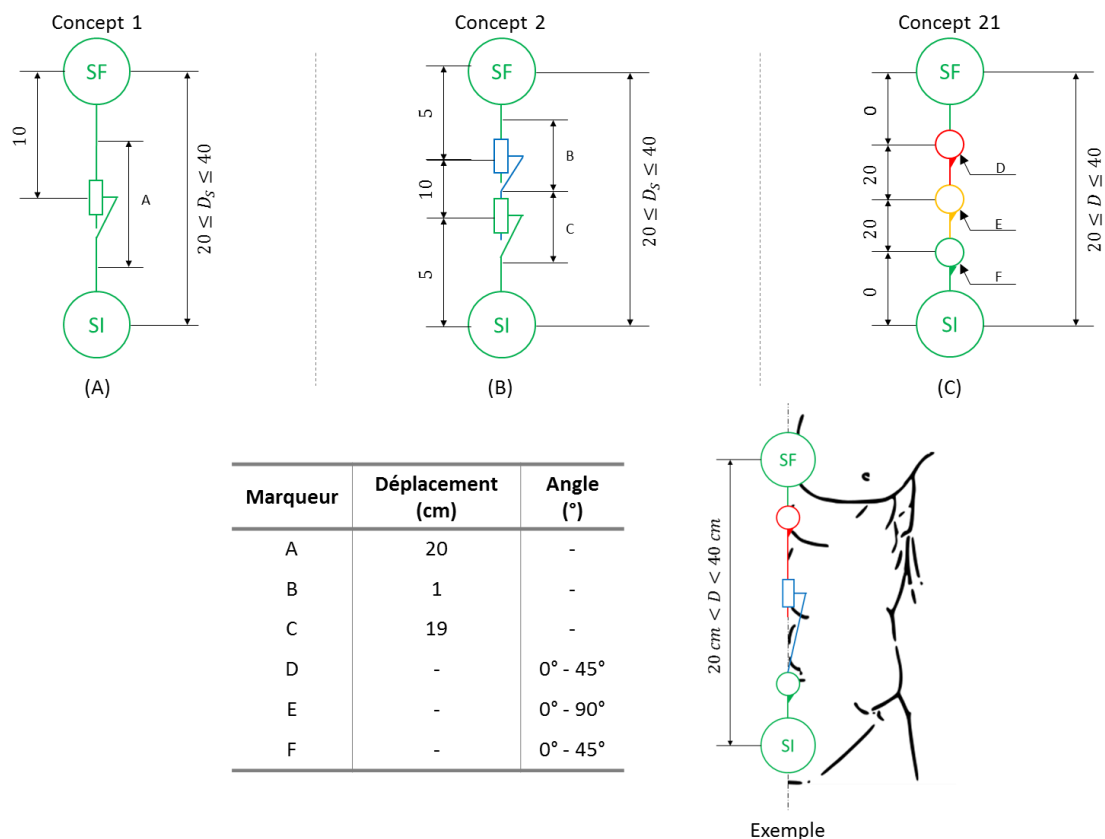


Figure 105 : Contraintes dimensionnelles et contraintes de déplacement selon les concepts.

2.3 Adaptations de confort

La phase 6 correspond à l'adaptation de confort de l'orthèse par rapport au corps. Comme décrit au début de la section 1 de ce chapitre, l'orthèse pour le traitement de la camptocormie est une OAM de positionnement. Pour cette raison seule la branche droite de la Figure 106 est prise en compte.

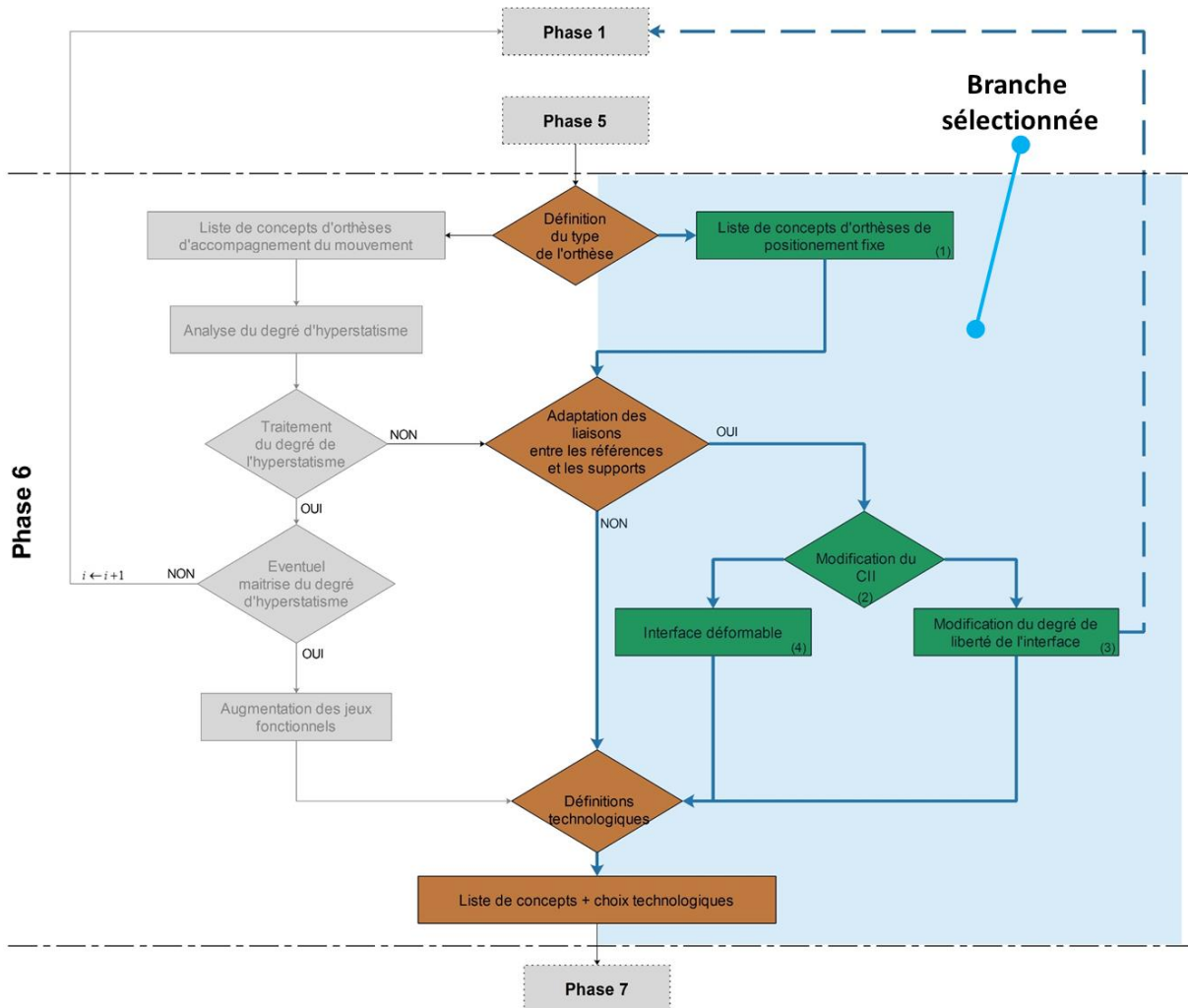


Figure 106 : Branche sélectionnée (en bleu) pour le développement d'OAM pour le traitement de la camptocormie.

En chaîne fermée et avec toutes les liaisons bloquées, les concepts, quelles que soient les liaisons qui les composent, rendront la chaîne cinématique hyperstatique d'ordre 2. Pour cette raison, des adaptations des composants d'interaction d'interface entre les références et les supports vont être étudiées.

Dans ce cas, deux options peuvent être considérées, soit la modification du degré de liberté à l'interface (étape 3), soit l'introduction d'une interface déformable (étape 4). La possibilité de la modification du degré de liberté à l'interface, qui se traduit par l'addition de pièces supplémentaires (section 4.3 du chapitre 4), est montrée à partir d'une évolution du concept 1 (Figure 107).

Ce concept, à mécanisme global à une pièce peut demander des adaptations locales au niveau des supports en liaison avec la géométrie des références corporelles. Par suite, la modification du degré de liberté de l'interface peut évoluer vers l'intégration des deux liaisons de type pivot dans les

supports. Cette intégration ne compromet pas la translation verticale prescrite (Figure 107). Avec cette option le nombre de pièces augmente de un à trois et on retrouve le concept 138 avec des liaisons de type pivot centrées dans les supports.

Le concept 138 a été éliminé dans la phase 2 où nous avons décidé d'éliminer les concepts qui permettent l'existence de mouvements de translation dépendants de la rotation.

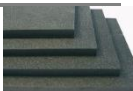
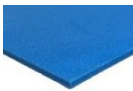


Figure 107 : Exemple d'une modification du degré de liberté à l'interface du concept 1.

De plus ce concept augmente la difficulté de réalisation. Pour cette raison, nous préférons l'introduction de liaisons déformables dans les composants d'interaction d'interface (CII) (étape 4 de la phase 5).

Les possibilités technologiques liées aux limitations de l'entreprise sont prises en compte. Pour cette raison, la base de données des matériaux qui conduit à l'introduction des liaisons déformables pour le CII est utilisée. Cette base est élaborée selon la méthode présentée dans la section 4.4 du chapitre 4 ; un extrait est présenté dans le Tableau 34.

Tableau 34 : Extrait de la base de données des matériaux pour les liaisons déformables.

Réf.	Matériel	Epaisseur	Durée de vie (1 - 10)	Sensations de contact (1 - 10)	Ecrasement* (1% - 15%)	Respirable (1 - 10)	Maturité (1 - 4)	Photo
1	Plastazote	Plusieurs	5	4	10%	3	4	
2	Podofoam	Plusieurs	6	4	8%	4	4	
3	Néoprène	Plusieurs	8	10	15%	5	4	
4	Coutil	Plusieurs	6	7	2%	5	4	
5	Cuir à mouler	Plusieurs	9	10	3%	3	4	

*Donnée extrait de : <http://www.matweb.com>

Lorsque que le matériau est choisi, il réalise alors l'interface entre les supports et le corps. Ainsi, les caractéristiques liées aux sensations de contact et donc, de confort, d'ergonomie et d'écrasement du CII doivent être prises en compte. De plus, parce qu'il est utilisé pendant longues périodes, le vieillissement naturel du matériau doit aussi être considéré. Pour toutes ces raisons et parce que l'une des contraintes du CdCF demande un écrasement entre 5% et 15%, le néoprène est sélectionné dans la base de données de l'entreprise.

A la fin de cette phase, la liste se réduit à seulement deux concepts en raison de l'abandon du concept 2 dû aux coûts supplémentaires liés à cette solution (cf. section 2.2 de ce chapitre) (Figure 108). Nous continuons alors la méthode afin de réaliser la conception détaillée en accord avec les possibilités de l'entreprise.

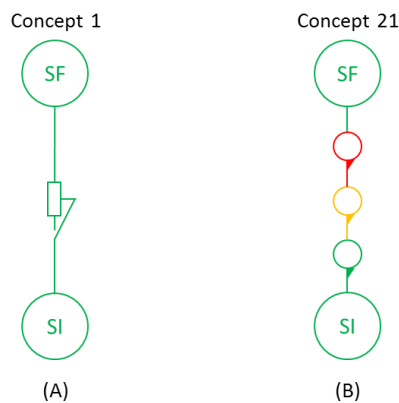


Figure 108 : Concepts issus de la phase 6.

Cette phase est structurellement liée au confort local ressenti par le patient. Les composants d'interaction d'interface ont été définis par l'introduction des liaisons déformables. Les supports vont être définis au cours de la phase 8 ; ils sont présentés sur la Figure 109 uniquement de façon à montrer en détail l'intégration des CII dans un prototype fonctionnel.



Figure 109 : Composants d'interaction d'interface.

2.4 Définition du blocage

La phase 7 correspond à la définition du blocage des liaisons de l'orthèse pendant la situation de vie d'usage palliatif (cf. section 6 du chapitre 2). Pour bloquer les déplacements en translation il est nécessaire de bloquer :

- la liaison glissière (dans le cas de la Figure 110 - A),
- la liaison pivot intermédiaire (dans le cas de la Figure 110 - B).

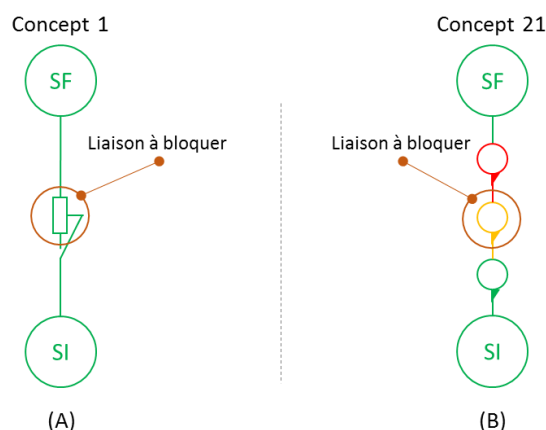


Figure 110 : Liaisons à bloquer dans chaque concept.

Ainsi, dans cette étape le concepteur effectue les choix technologiques de blocage liés à chaque concept. Ces choix sont basés sur une base de données développée selon la méthode présentée dans la section 4.4 du chapitre 4. Les choix se font selon l'ergonomie, les coûts et les capacités de réalisation et d'intégration de l'entreprise (Tableau 35).

Tableau 35 : Extrait de la base de données des systèmes de blocage de liaisons.

Réf.	Liaison	Blocage	Direction	Ergonomie (1 – 10)	Intégration (1 – 10)	Maturité (1 – 4)	Photo
1	Pivot	Obstacle	Unilatéral	7	4	4	
2	Pivot	Obstacle	Bilatéral	5	8	4	
3	Pivot	Obstacle	Bilatéral	8	6	4	
4	Pivot	Obstacle	Bilatéral	6	7	4	
5	Pivot	Obstacle	Bilatéral	8	8	2	
6	Glissière	Adhérence	Bilatéral	6	6	4	
7	Glissière	Arc-boutement	Unilatéral	6	10	4	
8	Glissière	Obstacle	Bilatéral	4	8	4	

A partir de la base de données et des possibilités d'intégration (Tableau 35), deux systèmes de blocage ont été choisis pour les concepts. Pour le concept (A) de la Figure 110 un système unilatéral par arc-boutement (Figure 111) réalise le blocage par intermédiaire d'une languette qui arc-boute et bloque le déplacement en translation de la glissière. Pour faire glisser le système il est nécessaire de « soulager » la languette, qui revient en position stable sous l'action d'un ressort.

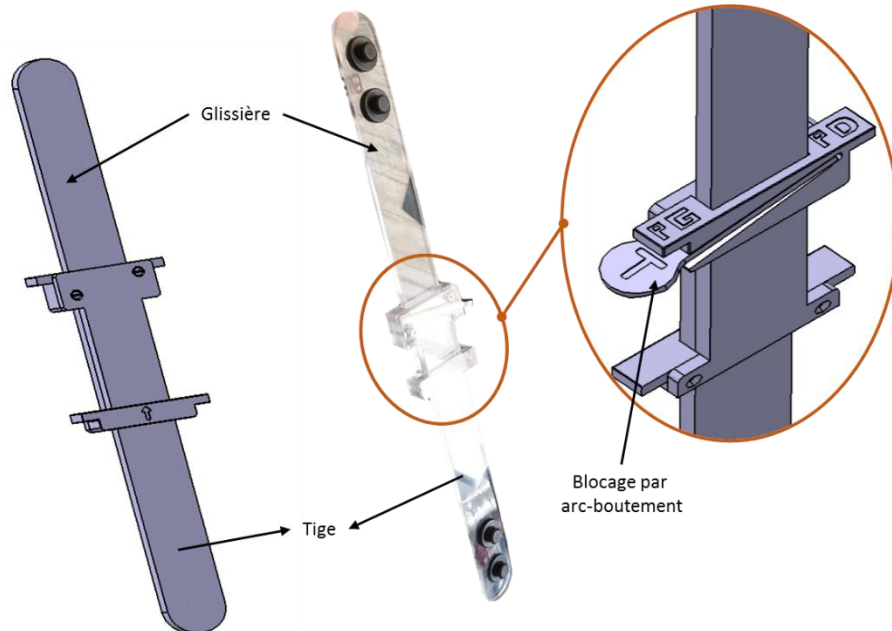


Figure 111 : Mécanisme et mode de blocage par arc-boutement.

Pour le concept 1 (Figure 110) un blocage par obstacle bilatéral est nécessaire. Ce système est un système à cliquet réversible pour pouvoir assurer les deux situations de vie : « réglage palliatif » et « libération palliative ».

Deux façons de bloquer sont envisageables. Dans le premier cas, un système poussoir permet de bloquer la rotation par obstacle pour la situation de vie « usage palliative » (Figure 112).

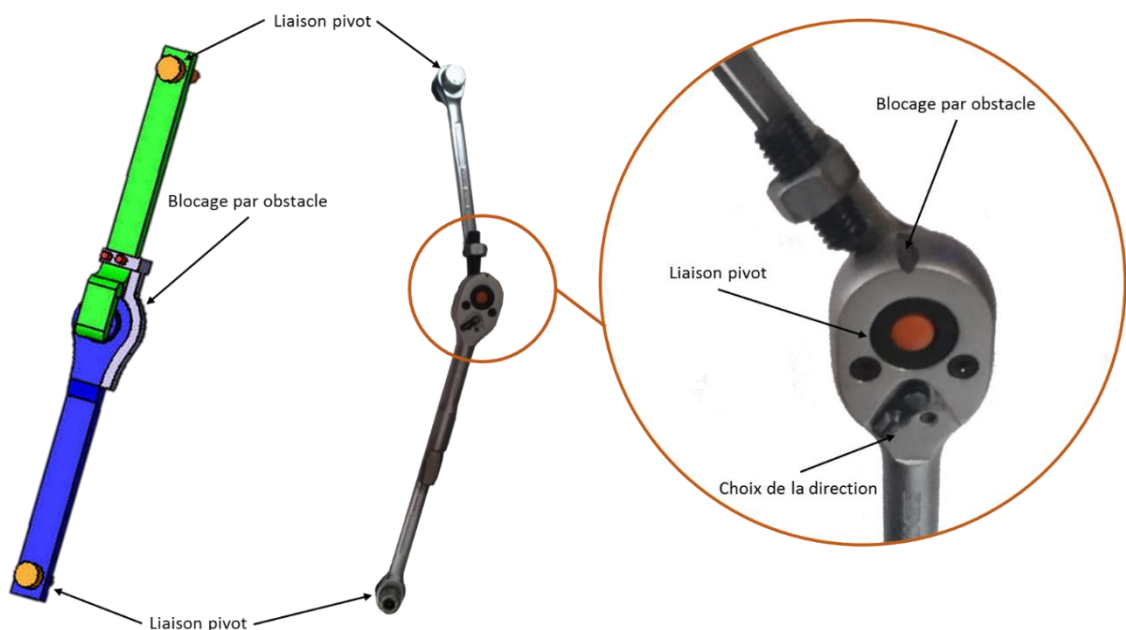


Figure 112 : Mécanisme et mode de blocage avec roue à cliquet.

Dans le second cas, un système réalisé par un maillon de chaîne lié à une structure en forme de « U » est placé dans le mécanisme. Cette structure encapsule et bloque ou débloque par obstacle la liaison de type pivot. Ce blocage permet l'utilisation du mécanisme en situation de vie « usage palliatif ». La languette (Figure 113) permet à l'utilisateur de déverrouiller le mécanisme et de passer à la situation de vie « libération palliative ».

Cette option de composant est meilleure du point de vue ergonomique. L'état de maturité de ce composant de blocage est de niveau 2 (idée prototypée). Pour cette raison, une phase de développement du composant demeure nécessaire pour sa standardisation (niveau 4 de maturité).

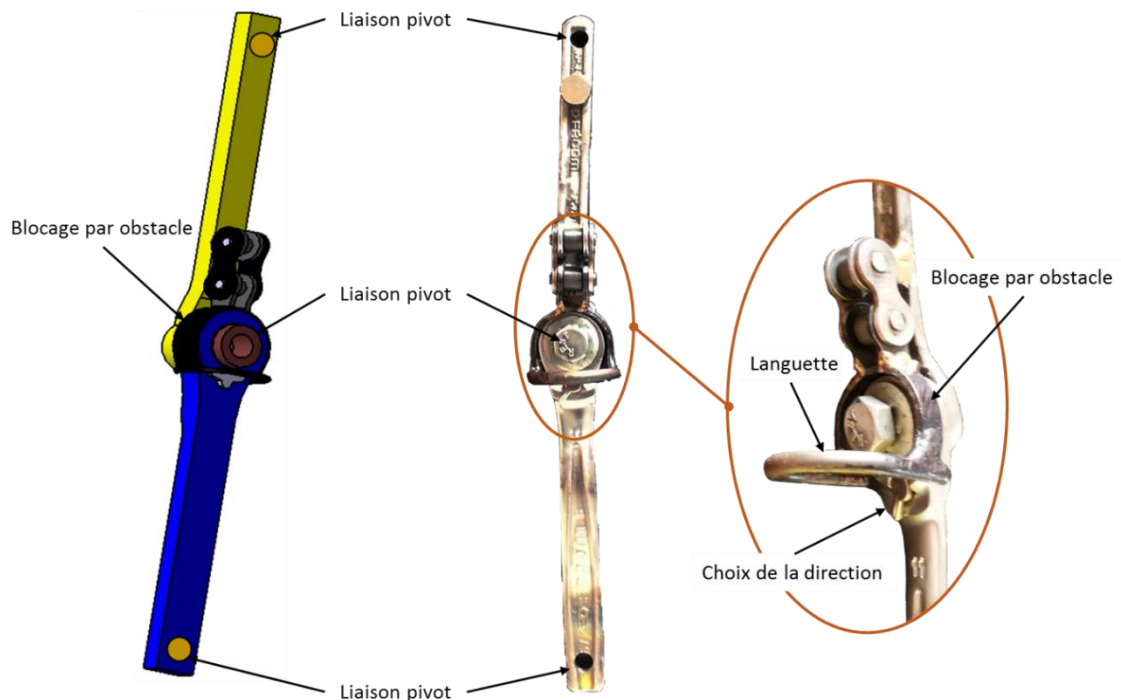


Figure 113 : Mécanisme et mode de blocage par obstacle.

En prenant en compte des critères ergonomiques de manœuvre des systèmes de blocage évalués par une cohorte de patients, la deuxième option est choisie. La petite languette qui permet de choisir le sens de la rotation doit être étudiée de façon plus approfondie de manière à améliorer la préhension (taille et géométrie).

2.5 Définition finale de l'OAM

La phase 8 correspond à la définition des autres composants de l'orthèse : les pièces, les supports et les composants d'interaction élémentaires.

2.5.1 Définition des supports

Ce corset est basé sur le principe de deux supports indépendants de façon à rendre la mise en place plus facile par la réduction du volume à manœuvrer. Les supports ont été créés par l'utilisation d'outils de digitalisation 3D en respectant les géométries des références correspondantes.

Support initial

Le support initial (ou support pelvien) a été créé en prenant en compte la morphologie de la référence initiale (le bassin) selon les compétences de l'entreprise. Il est composé d'une plaque de polyéthylène de 2mm d'épaisseur positionnée dans la région lombaire et, latéralement, de deux sangles élastiques qui permettent de serrer ce support pour une meilleure adaptation à la référence (Figure 114). La fermeture du support est réalisée par l'intégration d'un système velcro dans la surface de contact des deux parties du support.

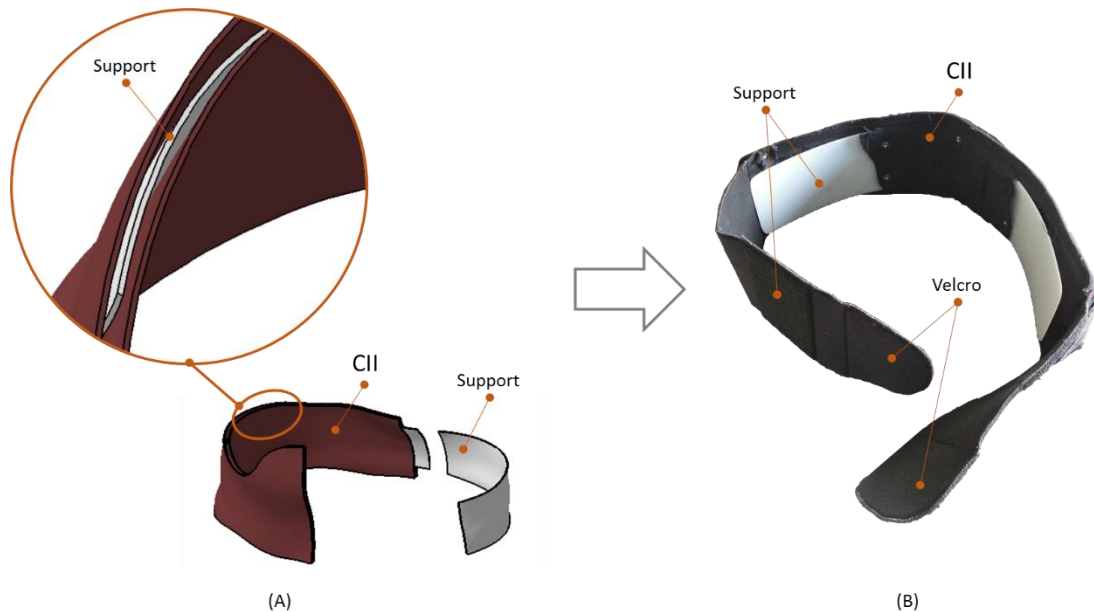


Figure 114 : Définition du support initial (A : prototype numérique ; B : prototype physique).

Support final

Le support final (ou support thoracique) a été créé en prenant en compte la morphologie de la référence finale, le thorax. Il est composé d'une plaque de polyéthylène de 3mm d'épaisseur thermoformée selon la géométrie du thorax du patient (Figure 115 - A). Il permet une fermeture antérieure et un serrage postérieur par l'intermédiaire de deux sangles élastiques croisées (Figure 115 - B). De cette façon, le support final réalise une meilleure adaptation à la référence finale.

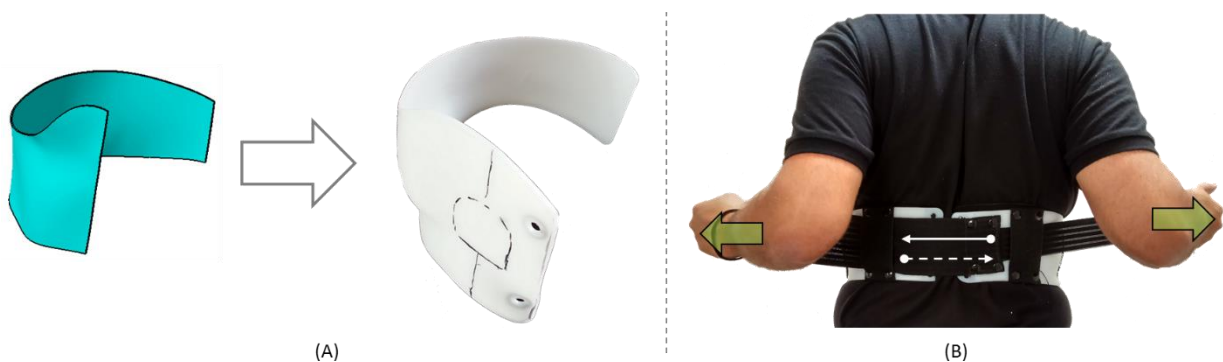


Figure 115 : Définition du support final
(A : partie rigide du support final ; B : sangles de serrage postérieure du support final).

La réalisation des deux supports est la même pour les deux concepts de prototypes fonctionnels développés. La seule modification se situe au niveau de l'intégration du mécanisme qui permet la distraction entre les deux parties.

2.5.2 Définition des pièces

Une plaque de 2mm en polyéthylène qui permet la connexion entre les deux parties du support final et aussi la connexion du mécanisme est définie (Figure 116 - A). Cette plaque est fixée à une des parties du support final par l'intermédiaire des trois rivets.

Elle intègre de l'autre côté la partie mâle de deux boucles à aimants. Ces boucles sont connectées à la deuxième partie du support final. Pour la connexion au mécanisme, la plaque prévoit l'intégration d'un fourreau plastique fixée par l'intermédiaire de rivets (Figure 116 - A).

Une plaque de 2mm en polyéthylène va être placée en contact avec le support initial en utilisant une interface avec du velcro ou des rivets. Les deux options sont proposées au patient. La géométrie de la plaque est définie en prenant en compte la morphologie abdominale.

La plaque permet de placer le mécanisme de l'OAM par l'intégration d'un fourreau plastique Ce fourreau est fixé sur la surface de la plaque par l'intermédiaire de rivets (Figure 116 - B).

Les boucles aimantées du système de fermeture sont sélectionnées dans la base de données de composants (Figure 116 - C).

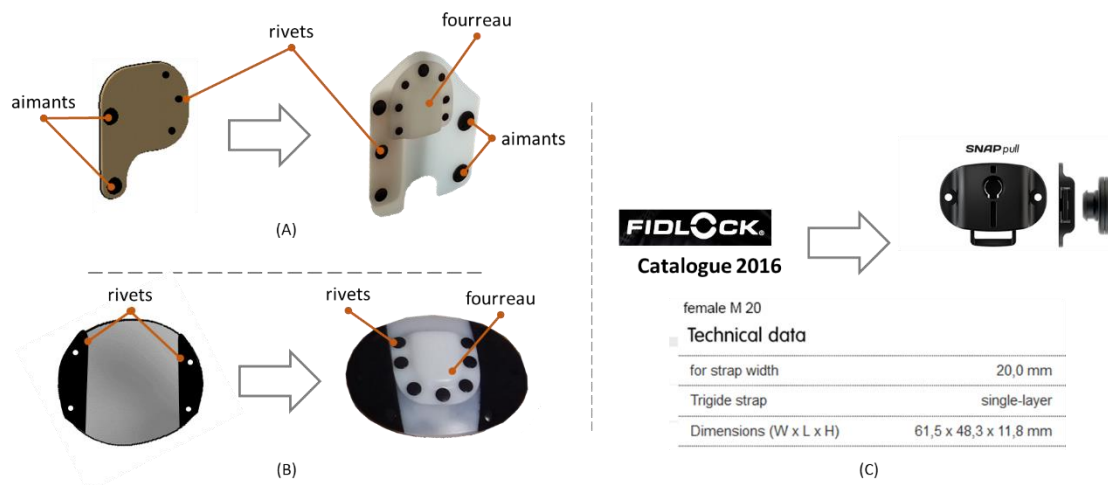


Figure 116 : Définition des pièces de l'OAM

(A : plaque de fermeture du support final ; B : plaque de fixation du mécanisme du support initial ; C : système de fermeture aimanté Fidlock).

Dans les deux concepts le mécanisme est soumis à une force de compression en raison de la détente du tronc sur le support final. Cette force génère une sollicitation de flambage caractérisée par la déformation du mécanisme dans le plan sagittal [160]–[162]. Selon la formule d'Euler la charge critique de flambage se traduit par l'équation suivante et notamment la force à ne pas dépasser :

$$F = \frac{\pi^2 EI}{l_k^2} \quad (Eq. 9)$$

Le F est la force de flambage d'Euler (N), E est le Module de Young (Pa), I_x est le moment quadratique (m^4), l_k est la longueur de flambage (m).

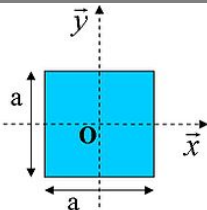
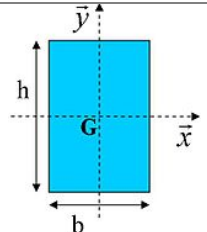
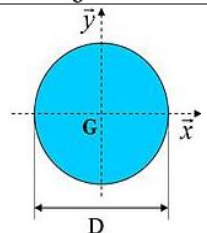
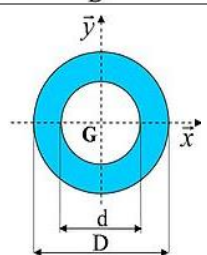
Le module d'élasticité longitudinale dit d'Young (E) relie la contrainte de traction ou compression et la déformation et varie selon le type de matériau. Dans le cas du concept de la Figure 111, les tiges sont réalisées en polycarbonate (E autour de 13 GPa).

Le choix du polycarbonate pour les tiges du concept (A) réside dans le fait que ce matériau peut être facilement thermoformé et donc la tige adaptée géométriquement pour faciliter les connexions aux supports (possibilités de l'entreprise).

En revanche le concept de la Figure 113 est réalisé à partir d'une clé à cliquet dans un alliage de chrome et vanadium (E autour de 200 GPa). Ce matériau lui confère une grande rigidité. Le prototype fonctionnel est réalisé avec cette clé mais la tige du système final pourra être réalisée par un tube d'aluminium ($E=70\text{GPa}$) plus léger et suffisant pour résister aux sollicitations de flambage.

Le moment quadratique I caractérise la géométrie de la section et varie selon cette géométrie. Quelques exemples sont présentés dans le Tableau 36.

Tableau 36 : Moments quadratiques en flexion selon la géométrie de la section (adapté de [97]).

Type de section	Moment quadratique	Géométrie
Section carrée	$I_x = \frac{a^4}{12}$	
Section rectangulaire	$I_x = \frac{b \cdot h^3}{12}$	
Section circulaire	$I_x = \frac{\pi \cdot D^4}{64}$	
Section annulaire	$I_x = \frac{\pi \cdot (D^4 - d^4)}{64}$	

Dans les deux concepts, les tiges définies pour les prototypes fonctionnels peuvent être assimilées à des poutres à sections rectangulaires. Les dimensions des sections sont données sur la Figure 117.

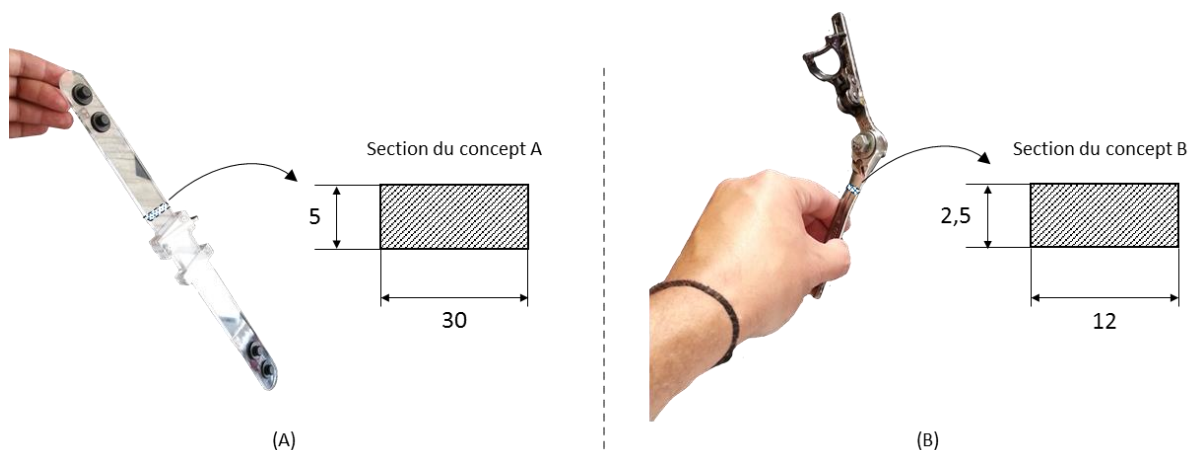


Figure 117 : Dimensions des sections de chaque concept.

La distance l_k qui sépare deux points d'inflexion de la déformée dépend du type de liaison existant aux extrémités (Tableau 37).

Tableau 37 : Longueur de flambement selon les liaisons aux extrémités (adapté de [97]).

Type de liaison à l'extrémité	Relation	Exemple
Pivot - Pivot	$l_k = 1. L$	
Encastrement - Encastrement	$l_k = 0,5. L$	
Encastrement - Pivot	$l_k = 0,7. L$	
Encastrement - Libre	$l_k = 2. L$	

Le concept A prévoit deux liaisons de type encastrement avec les supports ; le concept B prévoit deux liaisons de type pivot avec les supports. Ces choix influencent la longueur du flambage de chaque concept.

En synthèse, comme le flambage se produit d'autant plus facilement que la poutre est longue, de faible section et en fonction du type de conditions d'appui de la « poutre », en comparant ces deux concepts il est possible de conclure que le concept (A) est moins résistant au flambage que le concept (B). De plus, un effet de flambage du mécanisme peut créer visuellement une influence indésirable au porteur du corset et pour cette raison, donner un avis négatif sur le mécanisme.

Bien que dans cette étude l'optimisation de la résistance au flambage ne soit pas considérée, plusieurs possibilités pour rendre le mécanisme plus résistant sont possibles : le choix du matériau, la modification de la géométrie de la section et le choix du type de liaisons aux extrémités.

Le changement du matériau dépend des possibilités de l'entreprise. Il doit être l'un des critères à considérer en raison de la contrainte de poids exprimée dans le CdCF. Les deux concepts répondent aux contraintes du CdCF (concept A = 98g et concept B = 127g), cependant il est souhaitable de retenir la solution la moins pesante. De plus, un changement du matériau peut être envisagé.

Ce changement de matériau doit être pris en compte en parallèle avec le changement de la géométrie des pièces du mécanisme, notamment de la section, ici rectangulaire. Par exemple, en optant pour une section circulaire tubulaire (ou annulaire) on réduit la possibilité de flambage sans privilégier une direction spécifique.

En revanche la longueur du flambage l_k dépend de la longueur de la pièce et des liaisons aux extrémités. Comme le CdCF impose une distance à respecter et les concepts obtenus à la fin de la phase 4 des liaisons aux extrémités, ce critère ne peut pas être considéré. Pour changer l_k au moment de la conception les concepts de mécanismes retenus doivent être prises en compte et éventuellement modifiés.

2.5.3 Définition des composants d'interaction élémentaires

Dans cette étape, les composants d'interaction élémentaires qui permettent la connexion du mécanisme aux supports vont être définis selon la base de données des choix technologiques de l'entreprise (Tableau 38).

Tableau 38 : Extrait de la base de données des composants d'interaction élémentaires.

Réf.	Liaison	Principe	Intégration (1 – 10)	Maturité (1 – 4)	Photo
1	Pivot	Aimant	8	4	
2	Complète	Rivet	10	4	
3	Complète	Vis	10	4	
4	Complète	Foureau	8	3	

Comme la connexion du mécanisme est différente dans les concepts 1 et 21, deux types de composants d'interaction élémentaires sont choisis (1 et 4).

Pour le concept 1, le mécanisme est intégré par deux liaisons complètes dans chaque support. Ces liaisons sont réalisées par un composant d'interaction du type fourreau qui permet à l'utilisateur de mettre et d'enlever le mécanisme.

Pour le concept 21, le mécanisme est intégré par deux liaisons de type pivot dans chaque support. Ces liaisons sont aimantées de façon à permettre la mise en place et le retrait du mécanisme de façon simple.

2.5.4 Intégration

Dans cette phase, l'assemblage des différents éléments est réalisé (Figure 118).

Les composants de fermeture (boucles aimantées) ont été intégrés dans le support final. Le mécanisme, qui selon le CdCF doit rester amovible, est intégré au niveau du support initial et du support final selon les choix effectués pour chaque concept.

Par le déroulement de la méthode et l'intégration de tous les composants définis par les choix technologiques possibles au sein de l'entreprise, il est possible de réaliser un prototype fonctionnel à mécanisme global à une pièce et un second à un mécanisme global à trois pièces (Figure 118).

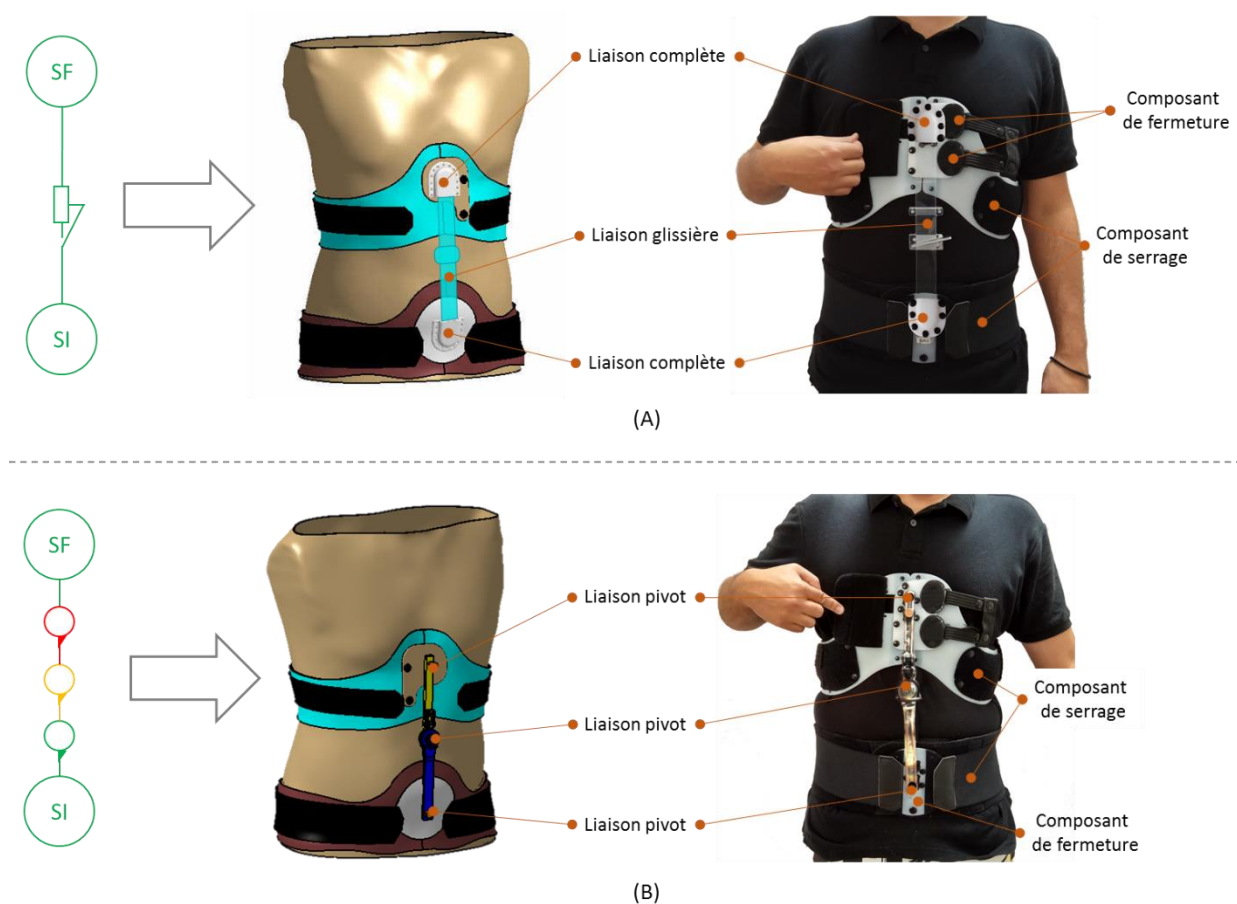


Figure 118 : Définition de deux OAM selon les deux concepts de mécanismes.

2.6 Qualification de la conception

La dernière phase de la méthode correspond à la qualification de la conception de l'OAM à partir d'une étude de cohorte.

Par manque de temps, seul le support initial a été évalué à partir d’une étude de cohorte. Pour réaliser cette étude, le support initial a été intégré dans la version précédente du corset DTPA. L’étude de cohorte vise essentiellement à évaluer la réalisation, les choix technologiques et leur intégration dans le prototype fonctionnel.

Le confort, l'adaptation au corps ressenti par le patient, la mise en place, l'ergonomie et la capacité d'adaptation (serrage) ont été évalués, pour le support initial, sur un échantillon de sept patients par l'intermédiaire d'un questionnaire (Figure 119). L'évaluation a été faite en prenant en compte une échelle de satisfaction de 1 à 5 ; le 1 représente le moins satisfaisant et le 5 le plus satisfaisant.

Le confort du support initial a été évalué lors de l'adaptation au corps et en plusieurs positions d'utilisation : position début, position assise, pendant le mouvement pour s'asseoir et pendant la marche.

La liberté de mouvements du membre inférieur a été évaluée à travers la réalisation de mouvements de rotation, de flexion et d'extension.

L'utilisation du support initial a été évaluée en prenant en compte des critères comme la mise en place du support, l'ergonomie, les efforts de fermeture et serrage du support et la possibilité d'ajustements de ce serrage.

En liaison avec chaque question il est aussi considéré la possibilité d'une réponse libre de façon à compléter et meilleure exprimer le sentiment du patient par rapport au critère au composant analysé.

Questionnaire d'évaluation de composants

Nom : _____ Prénom : _____
 Date de naissance : ____/____/____ Age : ____ Sexe : ____
 Utilisation du matériel depuis : ____ Temps d'utilisation/jour : ____

État des dents : ☐ Dents complètes ☐ Dents partielles ☐ Dents complètes avec prothèse

Type de l'appareil : ☐ Appareil fixe ☐ Appareil amovible

Indicateurs algébriques (Duchenne) : ☐ et ☐ Indicateur algébrique (Muller) : ☐ et ☐

Date de la visite : ____/____/____ Partie pelvienne [] / Partie thoracique [] / Mécanisme []

	NA	1	2	3	4	5	Remarques
Confort :							
• en position debout							
• pendant la marche							
• à s'asseoir							
• en position assise							
• adaptation au corps							
Liberté de mouvements du membre supérieur :							
• en rotation							
• en flexion							
• en extension							
Liberté de mouvements du membre inférieur :							
• en rotation							
• en flexion							
• en extension							
Utilisation :							
• mise en place							
• ergonomie							
• efforts nécessaires							
• ajustable							
Sentiment de correction							
Evolution de la marche							

NA - Non applicable // 1 – niveau plus basse / 5 – niveau plus haut

Figure 119 : Extrait du questionnaire de qualification de la conception (voir annexe III).

L'analyse de ces questionnaires a permis d'obtenir une liste de valeurs moyennes de satisfaction par rapport au support initial (Figure 120). Il est observé que tous les critères évalués sont au-dessus de la

valeur d'acceptation considérée (valeur moyenne de l'échelle considérée). Ainsi, basé sur ces résultats il est possible de dire que la conception du support initial (support pelvien) est satisfaisante.

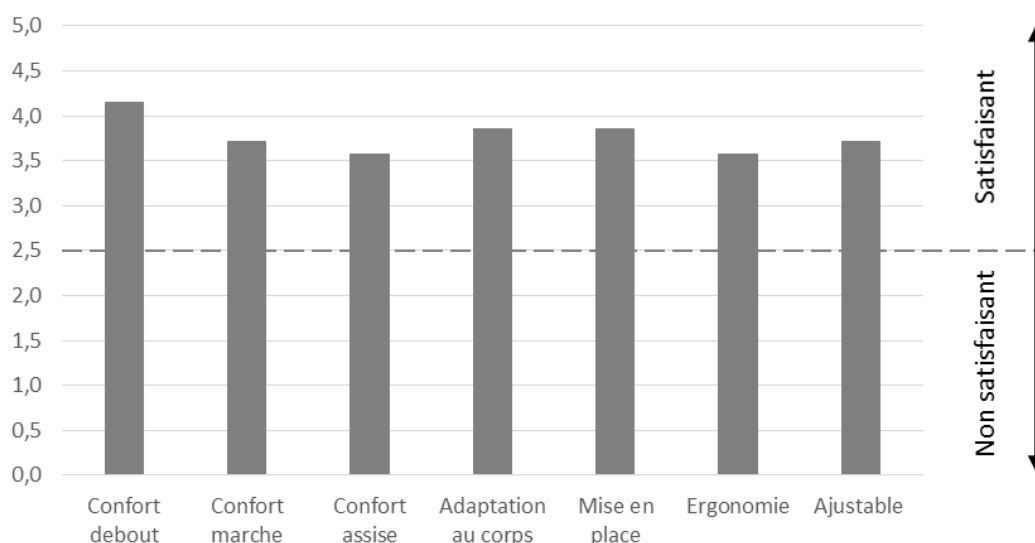


Figure 120 : Evaluation des composants du support initial (échantillon sept patients).

L'approfondissement de la phase de qualification de la conception est important pour l'évolution des composants et des choix technologiques de l'orthèse. Pour cette raison, les deux concepts de prototypes fonctionnels (support initial + support final + mécanisme) issus de l'application de cette méthode vont être évalués selon des descripteurs similaires à ceux utilisés dans le cas du seul support initial (Figure 121).

Ainsi, des critères comme la correction posturale, l'inconfort et l'ergonomie vont être évalués de façon à trouver le concept le mieux adapté au patient grâce au changement éventuel de quelques composants de l'orthèse.

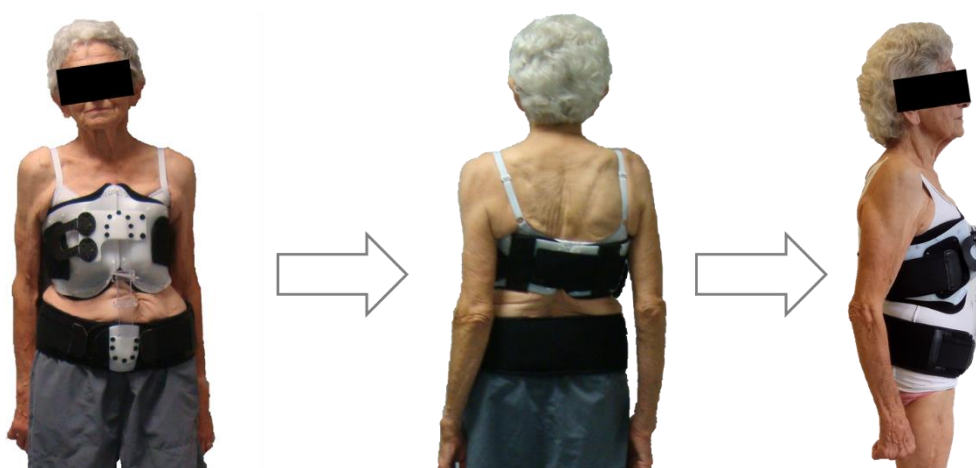


Figure 121 : Patiente camptocormique avec un des concepts issu de la méthode.

3 Comparaison entre produits

L'application de la méthode de conception a permis de développer un corset pour le traitement de la camptocormie. Cette section présente la comparaison entre le corset DTPA et le corset innovant proposé en utilisant cette méthode (Figure 122).

3.1 Evaluation du produit existant à une liaison



Figure 122 : Comparaison entre la version DTPA et le corset proposé.

Par rapport au corset DTPA, le prototype fonctionnel proposé élabore :

Un support initial :

- A travers de la combinaison des matériaux rigides et de matériaux déformables il est possible d'assurer une meilleure adaptation du support initial à la référence initiale en utilisant un serrage symétrique par des sangles élastiques. Ceci permet de respecter les variations morphologiques du ventre, à court et long terme.
- Le remplacement des passants de serrage les sangles en velcro par des sangles qui accrochent directement au velcro permet une amélioration ergonomique et une manipulation par des patients avec une motricité fine réduite.

Un support final :

- Le mode de fermeture est déplacé des zones latérales droite et gauche, vers la partie frontale du support final de façon à permettre une maîtrise plus aisée de la fermeture.
- La fermeture - ouverture par des composants, boucles aimantées, a été défini de façon à faciliter la manœuvre de fermeture et ouverture du support.
- Le serrage du support final par des sangles latérales a été remplacé par des sangles croisées postérieurement qui permettent une adaptation plus précise et uniforme au thorax.
- La géométrie du support final peut varier selon le genre de l'utilisateur, c'est-à-dire, le que prototype fonctionnel proposé envisage la possibilité d'intégrer un support de la poitrine pour les utilisateurs du genre féminin.
- Le mousse de néoprène assure une interface plus douce entre l'orthèse et le corps et en même temps des compensations géométriques de faible amplitude.

Un mécanisme :

- La connexion du mécanisme aux deux supports, initial et final, qui dans le cas du corset DTPA est réalisée par l'intermédiaire de rivets, est remplacée par des fixations qui permettent de rendre le mécanisme amovible. Ainsi, deux possibilités ont été proposées : l'une en utilisant des solutions aimantées à chaque extrémité et qui vont se connecter aux supports et l'autre en intégrant des composants du type fourreau.

3.2 Evaluation du produit à trois liaisons de type pivot

Contrairement au concept qui intègre un mécanisme à une pièce, et qui, par conséquence, est hyperstatique, le concept avec un mécanisme composé par trois liaisons du type pivot est une solution isostatique. Le fait d'avoir un mécanisme isostatique permet de positionner le support final en contact avec le corps selon n'importe quelle position du tronc. Ce système est donc particulièrement confortable pour le patient lors de la mise en position.

En revanche, il existe entre ces deux concepts de mécanisme une différence au niveau de la maturité. Le mécanisme à trois liaisons de type pivot a un niveau de maturité de 2 (idée prototypée), par contre le mécanisme à une pièce, qui est une reconception d'un système existant et largement utilisé, a un niveau de maturité de 4. Pour cette raison, le choix de l'entreprise s'est porté sur l'orthèse à glissière. Mais l'intérêt du confort du patient est important et il serait bien aussi d'avoir le concept à 3 pivots aussi « sur étagère ».

Pour faire évoluer le mécanisme à trois pièces jusqu'au niveau maximal de maturité il est nécessaire une amélioration ergonomique des composants d'interaction blocables et la réalisation de tests de qualification.

Conclusions du chapitre

Ce chapitre a présenté une application de la méthode proposée dans le chapitre 4 au cas spécifique du développement d'un corset pour le traitement de la camptocormie.

Plusieurs concepts ont été obtenus à partir des phases de recherche des mécanismes, comportant notamment une, deux et trois pièces.

Chaque concept de mécanisme global a été adapté aux contraintes de déplacement et aux contraintes dimensionnelles spécifiques au patient qui doit porter l'OAM.

La phase de recherche de mécanismes a permis de dégager plusieurs concepts qui au cours du déroulement de la méthode, avant la conception détaillée, ont été réduits à deux. Ensuite, les phases d'adaptation de confort, de définition du blocage et de définition finale de l'OAM ont conduit à la conception de deux prototypes fonctionnels.

Deux types de blocage ont été considérés, le premier par arc-boutement (identique à la solution de mécanisme du corset DTPA antérieur) et le second par obstacle.

Dans le cas du blocage par arc-boutement, le mécanisme à une pièce et à une liaison de type glissière a été considéré pour des raisons liées à la facilité de réalisation et d'intégration par l'entreprise. Par contre, sa connexion aux supports a été modifiée. Bien que le principe de la liaison complète ait été conservé pour connecter le mécanisme aux supports, cette liaison est effectuée par l'intermédiaire d'un fourreau. Cette solution permet l'existence de jeux fonctionnels entre le fourreau et le mécanisme ; ces jeux favorisent la connexion et réduisent le risque de rupture observé antérieurement dans les liaisons complètes par rivets.

Dans les deux concepts de blocage par obstacle, bloquer la liaison intermédiaire de type pivot bloque le mécanisme.

Dans l'étape de la définition de l'OAM les autres composants ont été définis pour les deux concepts de mécanismes développés précédemment. Les supports, initial et final, sont identiques. La seule modification réside au niveau des liaisons entre le mécanisme et les supports, réalisées soit par encastremements, soit par des liaisons de type pivot.

L'étape de qualification de la conception qui permet d'évaluer l'OAM à travers une étude de cohorte a commencé par l'évaluation du support initial. Bien qu'une augmentation de la taille de l'échantillon de l'étude doive être considérée, les résultats obtenus sont satisfaisants selon les critères pris en compte. Enfin, les autres composants ont été évalués à partir de l'évaluation totale de l'OAM.

Conclusions et perspectives

Ce travail de thèse a été effectué au sein du département IMC du laboratoire I2M de l'Université de Bordeaux en partenariat avec l'entreprise Lagarrigue S.A.

Les travaux développés dans cette thèse ont conduit à la proposition d'une méthode de conception des orthèses avec mécanisme par l'exploitation d'une base de connaissances de mobilités.

Nous avons ensuite appliqué la méthode proposée au développement d'une orthèse pour le traitement d'une pathologie posturale appelée camptocormie.

Contexte

La société Lagarrigue S.A. est une PME qui centre son activité sur le développement d'appareils orthopédiques sur mesure. Lagarrigue S.A. Pessac développe depuis quelques années un corset pour le traitement de la camptocormie, pathologie caractérisée par l'antéro-flexion du tronc. Ce développement est essentiellement basé sur la connaissance métier des entreprises.

Afin de rendre le processus de développement plus général, structuré et adapté aux besoins des patients, la thèse développe une méthode de conception pour les orthèses avec mécanisme en collaboration avec le laboratoire I2M-IMC.

Contributions scientifiques

Biomécaniques de la camptocormie

Au cours du développement d'une orthèse, les évaluations biomécaniques liées au port de l'orthèse sont nécessaires pour compléter le CdCF et développer des dispositifs plus adaptés aux besoins. Une caractérisation biomécanique prenant en compte l'évolution posturale en statique et lors de la marche a été réalisée afin à évaluer l'apport de l'utilisation du corset chez les patients camptocormiques.

Ces tests ont montré que le port du corset permet une réduction des flèches posturales, ainsi qu'une réduction de l'activité musculaire des muscles du dos. Ce fait se répercute au niveau lombaire par une réduction des douleurs souvent présentes chez les patients camptocormiques ; cette réduction des douleurs se traduit aussi par une augmentation du périmètre de marche. Les analyses ont permis de différencier deux types de patients camptocormiques selon le type de flexion du tronc, les « pivotants » et les « déroulants ». Cette typologie a une influence dans le processus de conception de l'orthèse et doit être intégrée pour adapter l'orthèse au patient.

La caractérisation biomécanique a mis en évidence le bénéfice de l'utilisation du corset par des patients camptocormiques et dégage des perspectives d'améliorations et d'études.

Les tests de force d'effondrement du tronc et les analyses des variations morphologiques et géométriques du corps des patients ont permis de recueillir des informations nécessaires à la projection des composants de l'orthèse, notamment le mécanisme et les deux supports.

Ainsi, la contribution de l'analyse biomécanique apparaît essentielle pour la définition du CdCF, notamment pour définir les caractéristiques fonctionnelles du mécanisme et les supports du corset de traitement de la camptocormie. Le mécanisme de cette orthèse doit permettre une translation verticale de façon à redresser le tronc. Ce mécanisme doit aussi résister aux efforts de compression résultant de l'effondrement. Les supports doivent prévoir les éventuels changements de morphologie des patients spécialement observés au niveau du abdominal.

Processus global de conception

Dans le processus de conception, l'intégration des données biomécaniques est souvent négligée. Pour cette raison, nous avons proposé une extension du processus de conception proposé par Pahl & Beitz en intégrant les aspects biomécaniques. Cette extension permet de réduire le caractère empirique du processus de conception d'orthèses, résultant de la place qu'elles occupent dans la classification européenne des dispositifs médicaux, et ainsi de concevoir des dispositifs plus adaptés aux besoins des patients.

Méthode de conception d'OAM

L'importance de l'existence d'une méthode est liée à une structuration du processus de conception d'orthèse, qui actuellement, est essentiellement basé sur des processus empiriques. Ce fait implique, parfois, des dispositifs mal adaptés aux besoins des utilisateurs.

La méthode de conception proposée dans cette thèse intègre les contraintes biomécaniques de façon structurée et elle est divisée en neuf phases qui peuvent être présentées en six étapes essentielles : la recherche de mécanismes (1), l'adéquation entre concepts et contraintes de déplacement et dimensionnelles (2), l'adaptation de confort (3), la définition du blocage (4), la définition finale de l'OAM (5), et la qualification de la conception (6). Ces étapes peuvent être également intégrés dans la division de la démarche de conception proposée par Pahl and Beitz ; mais qui dans cette thèse induisent un chevauchement entre elles.

La méthode est alimentée par une base de connaissances de mobilités et permet au cours des quatre premières phases d'obtenir des chaînes cinématiques qui représentent les concepts du mécanisme envisagé pour l'orthèse. Elle permet de dimensionner les composants d'interaction qui vont réaliser une liaison plus confortable entre l'orthèse et le corps du patient.

Cette méthode s'appuie sur des bases de données de composants et se termine par une qualification de la conception. Ainsi, en synthèse, cette méthode a contribué à la structuration et rationalisation du processus de conception des orthèses.

Situations de vie et moments significatifs

Le terme « orthèse » est défini dans cette thèse comme un dispositif mécanique qui accompagne les mouvements naturels sains et limite les mouvements pathologiques au cours du cycle d'utilisation du produit.

Pour pouvoir définir ce cycle d'utilisation, il a été nécessaire d'établir une typologie des orthèses, et des éléments constitutifs. Cette typologie a été définie selon l'existence ou l'absence d'un mécanisme. Pour cette raison, quatre types d'orthèses ont été dissociées, les orthèses sans mécanisme (déformables ou rigides) et les orthèses avec mécanisme (de positionnement ou d'accompagnement).

En prenant en compte cette dissociation, le cycle d'utilisation des orthèses a été divisé en situations de vie et moments significatifs. L'utilisation des orthèses avec mécanisme (OAM), sujet de cette thèse, a été divisée en cinq situations de vie (connexion, réglage, utilisation, libération et déconnexion) et moments significatifs correspondants.

Cette division a permis de comprendre l'importance et les rôles des éléments de l'orthèse, notamment des supports et du mécanisme. Les situations de vie ont été exprimées à partir des chaînes cinématiques, selon la théorie des mécanismes dans un cas général et dans le cas spécifique du corset DTPA.

Base de connaissances des mobilités de mécanismes

La génération d'une base de connaissance à partir des mobilités des mécanismes permet une recherche approfondie des informations nécessaires au moment de la conception d'une orthèse. Cette base intègre, de façon exhaustive, les cinématiques possibles (dans le plan) entre les deux pièces extrêmes d'une chaîne selon le nombre de pièces envisagé pour le mécanisme de l'orthèse.

La base permet de générer des concepts et fournit au concepteur des éléments d'hiérarchisation et de choix des concepts selon les critères envisagés et notamment retenus au cours de la prescription médicale.

Dans la méthode de conception proposée au cours de cette thèse, la base de connaissances des mobilités est considérée comme le point de départ.

Méthode de construction d'une base de données de composants

Cette méthode a été développée et intégrée dans la méthode de conception d'OAM de façon à permettre une recherche des composants pendant le processus de conception de l'orthèse. Elle est basée sur l'analyse de l'existant et permet au concepteur de définir les choix technologiques de façon structurée et actualisée puisque une évaluation continue des brevets est réalisée. La méthode englobe des étapes de choix et de qualification en prenant en compte l'intervention des utilisateurs potentiels.

Elle a été utilisée pour rechercher plusieurs composants qui constituent l'orthèse en prenant en compte les spécificités de l'entreprise.

Qualification de la conception

La phase de qualification de la conception dépend d'une étude de cohorte, qui permet l'évaluation de l'adéquation de l'OAM au cahier des charges et aux attentes de l'utilisateur.

La réalisation de questionnaires a permis d'évaluer l'orthèse intégrant la perception des utilisateurs à partir de quelques descripteurs. Ce fait permet l'évolution des choix des composants de l'orthèse.

Cette phase peut induire des modifications au niveau des composants intégrés au cours de la méthode et faire évoluer les dispositifs conçus.

Contributions en R&D industrielles

Base de données de composants d'interaction

La méthode de création de base de données a permis de créer des bases de données de composants d'interaction élémentaires, d'interface et de blocage. Cette méthode, indépendamment du domaine, permet à l'entreprise de structurer les composants qui peuvent réaliser une fonction.

Proposition de nouveaux corsets

La méthode de conception d'OAM a été appliquée au développement de deux corsets pour le traitement de la camptocormie.

Le premier corset est une évolution du corset initial. Le mécanisme est identique mais la méthode a remis en cause les composants d'interaction d'interface et la conception des supports. De plus, une modification de la façon d'utiliser le mécanisme a été proposée de façon à rendre ce mécanisme plus ergonomique.

Le second corset est un concept entièrement nouveau à base de liaisons de type pivot, avec une résistance améliorée au flambage et une ergonomie customisée.

Processus de R&D

La méthode de conception permet l'équipe de recherche et développement de structurer le processus de conception. La méthode développée dans cette thèse présente un caractère général entre les orthèses avec mécanismes. Pour cette raison la méthode développée au cours de cette thèse peut être utilisée par une équipe de R&D dans le processus de conception d'autres OAM en s'appuyant sur une base des connaissances de mobilités et des bases de données de composants, élaborées grâce à une méthode structurée de construction de bases de données.

Perspectives

Motorisation des liaisons

Dans cette étude, nous avons considéré l'hypothèse selon laquelle, au cours de la mise en place de l'orthèse, le patient est capable de se mettre dans une position proche de la position de correction. Cela n'est pas toujours le cas. Pour cette raison, une des perspectives futures est de considérer que la mise en place de l'orthèse est faite à partir d'une position quelconque.

En prenant en compte cet aspect, le patient doit exercer un effort supplémentaire sur le mécanisme de façon à amener le support final dans la position de correction. Pour éviter cet effort, une possibilité de motorisation optionnelle des liaisons devra être analysée. Cette motorisation permettra le positionnement du mécanisme de façon automatique et sans effort du patient. Cette évolution ne modifie pas ni la cinématique du mécanisme, ni la structure de la méthode. En fait, ce qui change c'est la base de données des composants. Elle va être élargie, en prenant en compte plusieurs solutions technologiques. On pourra rentrer dans la base par la puissance requise, cette puissance étant calculée selon le fonctionnement du concept analysé. Néanmoins, ces solutions technologiques doivent toujours, prendre en compte les possibilités de l'entreprise.

Cette perspective de motorisation des liaisons nous conduit à une similitude avec les exosquelettes, qui peuvent être considérées comme des orthèses motorisées. Ainsi, on élargit l'utilisation d'orthèses vers, notamment, les exosquelettes de réhabilitation.

Expansion de la base des connaissances de mobilités

La deuxième perspective est liée au fait que dans cette étude seul le cas des liaisons dans le plan a été considéré.

Bien que la plupart des orthèses réalisent leur rôle correcteur dans un seul plan, les articulations humaines saines permettent des mouvements dans l'espace. Pour cette raison, il peut être nécessaire, dans certains cas, d'admettre un mouvement 3D pour la réalisation d'un traitement.

Ainsi, comme perspective, il peut être envisagé une évolution de la base de données des mobilités de façon à intégrer les liaisons et les mouvements 3D. Cette ouverture ne remet pas en cause la méthode de conception d'OAM, ni son utilisation ; la seule différence se situera au niveau du nombre de solutions issues de la base de données. Ce développement permettra de maîtriser les déplacements de faibles amplitudes existants hors du plan de correction de l'orthèse.

Application pour la recherche des mécanismes

La troisième perspective correspond au développement d'une application qui intègre les quatre premières phases de la méthode de conception comprises dans l'étape de la recherche de mécanismes.

Le développement et l'intégration de cette application permettra une sélection et une obtention des concepts dans la base de données des mobilités de façon plus simple, plus rapide et pratique et, par conséquent, améliorera la partie conceptuelle (« conceptual design ») de la méthode.

Cette application est indispensable pour mettre en œuvre la perspective 2 ; la base de mobilités 3D étant plus importante, il sera très difficile de l'analyser manuellement (Figure 123).

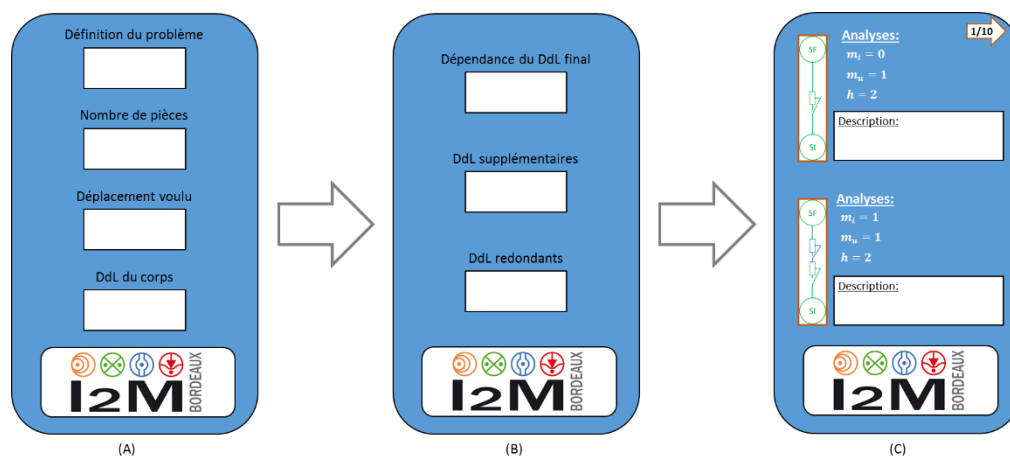


Figure 123 : Exemple de l'interface du logiciel à développer
(A et B : Introduction des critères, C : Résultats)

Ainsi, une ébauche de l'architecture de cette application a commencé à être développée en considérant des phases d'introductions des critères et des phases d'affichage de résultats. Pour cette

dernière phase, une description de chaque concept en termes de la conception mécanique est envisagée de façon à aider au choix du concepteur.

Santé connectée

En raison du vieillissement de la population mondiale et selon la pathologie, il peut être nécessaire de prévoir un accompagnement plus rapproché du patient, soit par ses proches, soit par l'équipe médicale. Cette vision implique une restructuration du suivi de la santé, c'est à dire, de la manière de capter et transmettre l'information [163], [164]. Ainsi, les concepts comme « *connected health* » et « *integrated care* » sont directement liés à cette approche.

De plus, le développement croissant des technologies, tant en termes de possibilités de transmission d'informations que de mises en œuvre de réponses, permettra l'intégration de performances accrues aux dispositifs médicaux.

Les technologies sans fil et de contrôle à distance ont déjà permis le développement d'applications connectées dans le domaine de la santé et connaissent un développement rapide. Le marché global des objets connectés et des applications de santé devraient représenter plusieurs milliards d'euros de chiffres d'affaires dans les prochaines années [164].

Par conséquent, les dispositifs médicaux de réhabilitation et spécifiquement les orthèses peuvent envisager l'utilisation de ces technologies et faciliter la surveillance des patients. Par exemple, le contrôle à distance d'un dispositif médical ou la transmission des données automatiquement vers le médecin, permet de prévoir un accompagnement ou un éventuel réglage du dispositif, de façon à améliorer le traitement.

Ainsi, des évolutions comme les capteurs de pression, de température, de rythme cardiaque ou d'activité musculaire peuvent être intégrées dans des solutions médicales orthopédiques comme les orthèses.

Références bibliographiques

- [1] C. L. Vaughan, B. L. Davis, and J. C. O'Connor, *Dynamics of human gait*, 2nd ed. Kiboho Publisher, 1999, p. 153.
- [2] E. Nikita, "Chapter 1 – The Human Skeleton", in *Osteoarchaeology*, 2017, p. 1–75.
- [3] R. Drake, A. W. Vogl, A. W. M. Mitchell, R. Tibbitts, and P. Richardson, *Atlas of anatomy.*, 2nd ed. Churchill Livingstone, 2014, p. 648.
- [4] F. Netter, *Atlas of human anatomy*, 6th ed. Saunders, 2014, p. 640.
- [5] S. Armand, A. Bonnefoy, Y. Sagawa, and K. Turcot, "Chapter 1 - Analyse du mouvement dans un contexte clinique", in *Manuel pratique de chirurgie orthopédique*, 1st ed., Elsevier Masson SAS, 2014, p. 1–32.
- [6] E. Vitte and J.-M. Chevallier, *Nouvelle anatomie humaine: atlas médical pratique*, 1st ed. Lavoisier, 2006, p. 500.
- [7] A. Servant-Laval, "Anatomie fonctionnelle", Université Pierre et Marie Curie, 2007.
- [8] S. Fergunson, "Biomechanics of the spine. Spinal disorders: Fundamentals of diagnosis and treatment", *Springer*, vol. 2, p. 41–66, 2008.
- [9] A. L. Kapandji, *Anatomie fonctionnelle III - tête et rachis*, 6th ed. Maloine, 2007, p. 316.
- [10] S. L. Delp, S. Suryanarayanan, W. M. Murray, J. Uhler, and R. J. Triolo, "Architecture of the rectus abdominis, quadratus lumborum, and erector spinae", *J. Biomech.*, vol. 34, no. 3, p. 371–375, 2001.
- [11] B. Van Damme, V. Stevens, C. Perneel, D. Van Tiggelen, E. Neyens, N. Duvinneaud, L. Moerman, and L. Danneels, "A surface electromyography based objective method to identify patients with nonspecific chronic low back pain, presenting a flexion related movement control impairment", *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 24, no. 6, p. 954–964, 2014.
- [12] P. S. Sung, A. R. Lammers, and P. Danial, "Different parts of erector spinae muscle fatigability in subjects with and without low back pain", *Spine J.*, vol. 9, no. 2, p. 115–120, 2009.
- [13] P. Mary, "Prise en charge de la scoliose idiopathique de l'enfant et de l'adolescent", *Rev. Rhum.*, vol. 71, p. 160–170, 2004.
- [14] R. Kohler, J. Rey, and R. Zayni, *Histoire du traitement de la scoliose*, 1st ed. Elsevier Masson SAS, 2009, p. 1–15.
- [15] I. Courtois and V. Henriroux, *Scoliose à l'âge adulte et appareillage*, 1st ed. Elsevier Masson SAS, 2009, p. 138–142.

- [16] M. M. Jiménez González, M. Pons Serra, C. Castano Moreno, L. Monés Jiménez, F. Martinez Rodenas, and M. P. Serra, "Camptocormia : una enfermedad muscular infrecuente", *An. Med. Interna*, vol. 19, no. 9, p. 470–472, 2002.
- [17] J. C. Rosen and J. W. Frymoyer, "A review of camptocormia and an unusual case in the female", *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 10, no. 4, p. 325–327, 1985.
- [18] J. Soreff, "Camptocormia", *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, vol. 101, no. 2, p. 151–152, 1983.
- [19] M. Gomes, "French school and World War First : neurological consequences of a frightening time", *Arq. Neuropsiquiatr*, vol. 73, no. 5, p. 463–465, 2015.
- [20] A. Delgado, "La camptocormie : une redécouverte", *Kinésithérapie, la Rev.*, vol. 9, no. 96, p. 32–35, Dec. 2009.
- [21] T. Lenoir, N. Guedj, P. Boulu, P. Guigui, and M. Benoist, "Camptocormia: the bent spine syndrome, an update", *Eur. spine J.*, vol. 19, no. 8, p. 1229–37, 2010.
- [22] M. Laroche, "La camptocormie du sujet âgé", *Rev. du Rhum. Monogr.*, vol. 78, no. 1, p. 22–25, 2011.
- [23] F. S. Gagliano, G. Ferracane, and R. Gagliano, "Camptocormia : attività motoria e ortesi . Camptocormie : kinésithérapie et orthèse ", *Résonances Eur. du Rachis*, vol. 14, no. 44, p. 1849–1851, 2006.
- [24] V. Pardessus, S. Compere, V. Tiffreau, A. Blanchard, and A. Thevenon, "Appareillage par corset cuir des postures camptocormiques: A propos de 31 cas", *Ann. Readapt Med. Phys.*, vol. 48, p. 603–609, 2005.
- [25] M. Laroche and P. Cintas, "Bent spine syndrome (camptocormia): a retrospective study of 63 patients", *Joint. Bone. Spine*, vol. 77, no. 6, p. 593–596, 2010.
- [26] B. Tejera, S. Holgado, V. Calderón, and R. Pérez, "Camptocormia: Case Presentation", *Reumatol. Clínica*, vol. 9, no. 3, p. 195–196, 2013.
- [27] P. Marinelli, C. Colosimo, A. M. Ferrazza, F. Di Stasio, G. Fabbrini, P. Palange, and A. Berardelli, "Effect of camptocormia on lung volumes in Parkinson's disease", *Respir. Physiol. Neurobiol.*, vol. 187, no. 2, p. 164–6, 2013.
- [28] M. Laroche and P. Cintas, "Camptocormies ou cormoptoses réductibles : étude rétrospective sur une série de 63 malades", *Rev. Rhum.*, vol. 77, no. 6, p. 621–624, 2010.
- [29] F. Bloch, J. L. Houeto, S. Tezenas du Montcel, F. Bonneville, F. Etchepare, M. L. Welter, S. Rivaud-Pechoux, V. Hahn-Barma, T. Maisonobe, C. Behar, J. Y. Lazennec, E. Kurys, I. Arnulf, A. M. Bonnet, and Y. Agid, "Parkinson's disease with camptocormia", *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 77, no. 11, p. 1223–8, 2006.
- [30] E. Bouzgarou, A. Dupeyron, G. Castelnovo, V. Boudousq, L. Collombier, P. Labauge, and J. Pélissier, "Camptocormia disclosing Parkinson's disease", *Ann. Réadaptation Médecine Phys.*, vol. 50, no. 1, p. 55–9, 2007.

- [31] V. Delcey, E. Hachulla, V. Queyrel, P. Y. Hatron, N. Boutry, V. Lemaitre, P. Vanhille, J. Serratrice, P. Disdier, V. Juhan, B. Devulder, and A. Thévenon, "La camptocormie : un signe de myopathie axiale . À propos de sept observations", *Rev. Mèd. Interne*, vol. 23, p. 144–154, 2002.
- [32] G. Serratrice, J. Pouget, and J. Pellissier, "Bent spine syndrome", *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 60, no. 1, p. 51–54, 1996.
- [33] M. Laroche, M. B. Delisle, R. Aziza, J. Lagarrigue, and B. Mazieres, "Is camptocormia a primary muscular disease ?", *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 20, no. 9, p. 1011–1016, 1995.
- [34] M. Laroche and M. B. Delisle, "La camptocormie primitive est une myopathie para-vertébrale", *Rev. Rhum.*, vol. 61, no. 7–8, p. 481–484, 1994.
- [35] J. Jankovic, "Camptocormia head drop and other bent spine syndrome heterogeneous etiology and pathogenesis of Parkinson deformities", *Med. Disord.*, vol. 25, no. 5, p. 527–528, 2010.
- [36] T. Peeraully and E.-K. Tan, "Camptocormia in Parkinson's disease: Dystonia or myopathy?", *Basal Ganglia*, vol. 2, no. 1, p. 1–3, 2012.
- [37] N. C. Margraf, A. Wrede, A. Rohr, W. J. . Schulz-Schaeffer, J. Raethjen, and A. Eymess, "Camptocormia in idiopathic Parkinson's disease: a focal myopathy of the paravertebral muscles", *Mov. Disord.*, vol. 25, no. 5, p. 542–51, 2010.
- [38] S. N. Azher and J. Jankovic, "Camptocormia: pathogenesis, classification, and response to therapy", *Neurology*, vol. 65, no. 3, p. 355–359, 2005.
- [39] J. Finsterer and W. Strobl, "Presentation, etiology, diagnosis, and management of camptocormia", *Eur. Neurol.*, vol. 64, no. 1, p. 1–8, Jan. 2010.
- [40] M. P. De Sèze, A. Creuzé, J.-M. M. Mazaux, M. De Sèze, and J.-M. M. Mazaux, "An orthosis and physiotherapy programme for camptocormia: A prospective study", *J. Rehabil Med.*, vol. 40, no. 9, p. 761–765, 2008.
- [41] R. Duarte, M. Mesnard, P. Wentzy, and M. De Sèze, "Brace kinematical analysis on patients with camptocormia", in *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 2016, vol. 59, p. 25–33.
- [42] M. de Sèze and A. Creuzé, "Background summary: a new brace for the treatment of camptocormia", *Scoliosis*, vol. 4, no. Suppl 1, p. O70, 2009.
- [43] V. Pardessus, S. Compere, V. Tiffreau, A. Blanchard, and A. Thevenon, "Leather corset for the treatment of camptocormia: 31 cases", *Ann. réadaptation médecine Phys.*, vol. 48, no. 8, p. 603–9, 2005.
- [44] E. Cugy, J. Zauderer, S. Dublanc, and M. De Seze, "Impact d'un corset type DTPA utilisé dans la camptocormie sur les paramètres respiratoires : à propos d'un cas", *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 56, p. e328–e329, 2013.
- [45] M. P. De Sèze, E. Guillaud, L. Slugacz, and J. R. Cazalets, "An examination of camptocormia assessment by dynamic quantification of sagittal posture", *J. Rehabil. Med.*, vol. 47, no. 1, p. 72–9, 2014.

- [46] F. Desbiens-Blais, "Approche intégrée de conception biomécanique de corsets pour le traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescent", Université de Montréal, 2012.
- [47] M. Isel, "Chapitre 7 - Réalisation des orthèses dynamiques selon le segment anatomique", in *Orthèses de la main et du poignet Protocoles de rééducation*, 1st Ed., Elsevier Masson SAS., 2012, p. 81–111.
- [48] Y. Benabid, T. Chettibi, K. Benfriha, V. Rieuf, C. Bouchard, and J. F. Omhover, "Développement des produits biomécaniques par l'exploitation des esquisses dans la phase amont de conception", in *22ème Congrès Français de Mécanique*, 2015, p. 1–8.
- [49] L. Chèze, *Analyse cinématique du mouvement humain.*, 1st ed. 2014, p. 119.
- [50] M. Aoun, "Elaboration et validation d'un modèle de l'articulation temporo-mandibulaire par éléments finis", Université de Bordeaux, 2010.
- [51] J. L. Croisier and J. M. Crielaard, "Méthodes d'exploration de la force musculaire: une analyse critique", *Ann. Réadaptation Médecine Phys.*, vol. 42, p. 311–322, 1999.
- [52] X. Gasparutto, "Modélisation articulaire pour la cinématique et la dynamique du membre inférieur", Université Claude Bernard Lyon 1, 2014.
- [53] T. Robert, L. Chèze, R. Dumas, and J.-P. Verriest, "Validation of net joint loads calculated by inverse dynamics in case of complex movements: application to balance recovery movements", *J. Biomech.*, vol. 40, no. 11, p. 2450–6, 2007.
- [54] R. Koprowski, "Book review of 'Methods in Research and Development of Biomedical Devices' edited by Kelvin K L Wong, Jiyuan Tu, Zhonghua Sun and Don W Dissanayake", *Biomed. Eng. Online*, vol. 13, no. 1, p. 121, 2014.
- [55] D. R. Peterson and J. D. Bronzino, *Biomechanics - Principles and Applications*, 2nd ed. Group, Taylor and Francis; CRC Press, 2007, p. 352.
- [56] D. G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, and S. N. Whittlesey, *Research methods in Biomechanics*, 2nd ed. Edwards Brothers Malloy, 2014, p. 428.
- [57] J. Fuller, L. J. Liu, and M. C. Murphy, "A comparison of lower extremity skeletal kinematics measured using skin and pin-mounted markers", *Hum. Mov. Sci.*, vol. 16, p. 219–242, 1997.
- [58] C. Kirtley, *Clinical gait analysis: Theory and practice.*, 1st ed. Churchill Livingstone: Churchill Livingstone, 2006, p. 264.
- [59] P. Allard, A. Cappozzo, A. Lundberg, and C. L. Vaughan, *Three-Dimensional Analysis of Human Locomotion*, 1st ed. Wiley, 1998, p. 424.
- [60] M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan, and M. E. Wootten, "Measurement of lower extremity kinematics during level walking", *J. Orthop. Res.*, vol. 8, p. 383–392, 1990.
- [61] C. I. De Luca and C. J. De Luca, "The use of surface electromyography in biomechanics", *J. Appl. Biomech.*, vol. 13, p. 135–163, 1997.

- [62] J. P. Clarys, A. Scafoglieri, J. Tresignie, B. Sesboué, and E. Cattrysse, “Les aléas de l’électromyographie de surface dans l’appréciation du mouvement”, *Sci. Sports*, vol. 27, no. 5, p. 265–273, 2012.
- [63] S. J. Oh, *Clinical Electromyography: Nerve Conduction Studies*, 3rd ed. LWW, 1993, p. 816.
- [64] D. Dumitru, J. C. King, and S. D. Nandedkar, “Motor unit action potential duration recorded by monopolar and concentric needle electrodes: Physiologic implications”, *Am. J. Phys. Med.*, vol. 76, p. 4888–493, 1997.
- [65] J. Ohashi, “Difference in changes of surface EMG during low-level static contraction between monopolar and bipolar lead”, *Appl. Hum. Sci.*, vol. 14, p. 79–88, 1995.
- [66] A. Warner, *Modern biopotential electrode principles and applications*. Francis and Taylor, 1972, p. 150.
- [67] S. Nishimura, Y. Tomita, and T. Horiuchi, “Clinical applications of an active electrode using an operational amplifier”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 39, p. 1096–1099, 1992.
- [68] P. E. Barkhaus and S. D. Nandedkar, “Recording characteristics of the surface EMG electrodes”, *Muscle and Nerve*, vol. 17, p. 1317–1323, 1994.
- [69] C. Nordander, J. Willner, G. A. Hansson, B. Larsson, J. Unge, L. Granquist, and S. Skerfving, “Influence of the subcutaneous fat layer as measured by ultrasound skinfold calipers and BMI on the EMG amplitude”, *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 89, p. 514–519, 2003.
- [70] J. Petrofsky, “The effect of the subcutaneous fat on the transfer of current through skin and into muscle”, *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, p. 1168–1176, 2008.
- [71] R. Duarte, M. Mesnard, F. De Miollis, A. Ramos, P. Wentzy, and M. De Sèze, “Influence of the sEMG electrode positioning during muscular activity tests”, *Mecânica Exp.*, vol. 28, p. 9–14, 2017.
- [72] M. De Sèze, M. Falgairolle, S. Viel, C. Assaiante, and J.-R. Cazalets, “Sequential activation of axial muscles during different forms of rhythmic behavior in man”, *Exp. brain Res.*, vol. 185, no. 2, p. 237–47, 2008.
- [73] M. Panchoa and D. S. J. Cazalets, “Anatomical optimization of skin electrode placement to record electromyographic activity of erector spinae muscles”, *Surg. Radiol. Anat.*, vol. 30, p. 137–143, 2008.
- [74] S. Armand, “Analyse Quantifiée de la Marche : extraction de connaissances à partir de données pour l’aide à l’interprétation clinique de la marche digitigrade”, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 2005.
- [75] I. Stančić, J. Musić, and V. Zanchi, “Improved structured light 3D scanner with application to anthropometric parameter estimation”, *Measurement*, vol. 46, no. 1, p. 716–726, 2013.
- [76] L. Jun-Ming and M. J. Wang, “Automated anthropometric data collection using 3D whole body scanners”, *Expert Syst. Appl.*, vol. 35, no. 1–2, p. 407–414, 2008.

- [77] C. Rocchini, P. Cignoni, C. Montani, P. Pingi, and R. Scopigno, "A low cost 3D scanner based on structured light", *Comput.Graph.Forum*, vol. 20, no. 3, p. 299–308, 2001.
- [78] J. Norton, N. Donaldson, and L. Dekker, "3D whole body scanning to determine mass properties of legs", *J. Biomech.*, vol. 35, no. 1, p. 81–86, 2002.
- [79] P. M. R. Jones and M. Rioux, "Three-dimensional surface antropometry: applications to the human body", *Opt. Lasers Eng.*, vol. 28, p. 89–117, 1997.
- [80] D. J. Pearsall and J. G. Reid, "The study of human body segment parameters in biomechanics. An historical review and current status report", *Sport. Med.*, vol. 18, no. 2, p. 126–140, 1994.
- [81] N. Bitterman, "Design of medical devices: a home perspective", *Eur. J. Intern. Med.*, vol. 22, no. 1, p. 39–42, 2011.
- [82] P. Ogrodnik, *Medical devices design: Innovation from concept to market.*, 1st ed. Elsevier, 2013, p. 350.
- [83] "Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des Produits de Santé, 'Bilan des règles applicables à la sécurité des dispositifs médicaux et propositions d'améliorations'", 2012.
- [84] "Directive Dispositif Médicaux - 93/42/CE," 2007.
- [85] J. P. Jarow and H. Baxley, John, "Medical devices: US medical device regulation", *Urol. Oncol. Semin. Orig. Investig.*, vol. 33, no. 3, p. 128–132, 2015.
- [86] "World Health Organisation 'Development of medical device policies: WHO Medical device technical series'", 2011.
- [87] EuropeanCommission, "Guidelines relation to the applicationof: the council directive 90/385/EEC on active implantable medical devices", 1994.
- [88] R. Plassat, B. Perrouin-verbe, A. Stéphan, J. Rome, P. Brunel, I. Richard, and J. F. Mathe, "Gait orthosis in patients with complete thoracic paraplegia . Review of 43 patients.," *Ann. réadaptation médecine Phys.*, vol. 48, p. 240–247, 2005.
- [89] L. Sykes, J. Edwards, E. S. Powell, and E. R. S. Ross, "The reciprocating gait orthosis: long-term usage patterns", *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 76, p. 779 – 783, 1995.
- [90] J. M. Font-Llagunes, R. Pàmies-Vilà, J. Alonso, and U. Lugrís, "Simulation and design of an active orthosis for an incomplete spinal cord injured subject", *Procedia IUTAM*, vol. 2, p. 68–81, 2011.
- [91] A. M. Dollar and H. Herr, "Active orthoses for the lower-limbs: challenges and state of the art", in *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2007, vol. 1, no. c, p. 968–977.
- [92] F. Giovacchini, F. Vannetti, M. Fantozzi, M. Cortese, A. Parri, T. Yan, D. Lefeber, and N. Vitiello, "A light-weight active orthosis for hip movement assistance", *Rob. Auton. Syst.*, vol. 73, p. 123–134, 2015.

- [93] B. Chen, C. Zhong, X. Zhao, H. Ma, X. Guan, X. Li, F. Liang, J. Chun, Y. Cheng, L. Qin, S. Law, and W. Liao, "A wearable exoskeleton suit for motion assistance to paralysed patients", *J. Orthop. Transl.*, vol. 11, p. 7–18, 2017.
- [94] M. Hamaya, T. Matsubara, T. Noda, T. Teramae, and J. Morimoto, "Learning assistive strategies for exoskeleton robots from user-robot physical interaction", *Pattern Recognit. Lett.*, p. 1–10, 2017.
- [95] L. Zhou, Y. Li, and S. Bai, "A human-centered design optimization approach for robotic exoskeletons through biomechanical simulation", *Rob. Auton. Syst.*, vol. 91, p. 337–347, 2017.
- [96] R. Le Borzec and J. Lotterie, *Principes de la théorie des mécanismes*, 1st ed. Dunod, 1975, p. 189.
- [97] J. Fanchon, *Guide de Mécanique - Sciences et technologies industrielles.*, Isabelle H. Nathan, 1998, p. 481.
- [98] P. Agati and M. Rossetto, *Liaisons et mécanismes*. Dunod, 1994, p. 344.
- [99] Schémas cinématiques -- Symboles graphiques 2014 "Norme ISO 3952-1/1981. - "
- [100] L. M. Agudelo Gutierrez, "Aide à la décision en conception préliminaire par l'estimation des impacts environnementaux", Arts et Métiers Paris Tech - Centre de Bordeaux, 2016.
- [101] L. Pierre, "Intégration du comportement thermomécanique des pièces dans l'analyse des spécifications géométriques: application à une turbine de moteur d'hélicoptère", Arts et Métiers Paris Tech - Centre de Bordeaux, 2011.
- [102] J.-P. Nadeau and J. Pailhes, "L'analyse des phénomènes physiques, éléments essentiels vers la résolution de problèmes industriels", in *18ème Congrès Français de Mécanique*, 2007, vol. 2006, p. 27–31.
- [103] J. Pailhès, M. Sallaou, J.-P. Nadeau, and G. M. Fadel, "Energy Based Functional Decomposition in Preliminary Design", *J. Mech. Des.*, vol. 133, no. 5, p. 510111–5101110, 2011.
- [104] A. Collignan, "Méthode d'optimisation et d'aide à la décision en conception mécanique: application à une structure aéronautique", Université de Bordeaux, 2012.
- [105] R. Doré, J. Pailhes, X. Fischer, and J.-P. Nadeau, "Identification of sensory variables towards the integration of user requirements into preliminary design", *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 37, no. 1, p. 1–11, 2007.
- [106] K. Yamane, F. Kimura, K. Unoda, T. Hosokawa, T. Hirose, H. Tani, Y. Doi, S. Ishida, H. Nakajima, and T. Hanafusa, "Postural abnormality as a risk marker for leg deep venous thrombosis in Parkinson's disease", *Plosone*, vol. 8, no. 7, p. e669841 – e669847, 2013.
- [107] Y. P. Ivanenko, W. G. Wright, R. J. St George, and V. S. Gurfinkel, "Trunk orientation, stability, and quadrupedalism", *Front. Neurol.*, vol. 4, p. 20, 2013.
- [108] M. G. Jorgensen, M. S. Rathleff, U. Laessoe, P. Caserotti, O. B. F. Nielsen, and P. Aagaard, "Time-of-day influences postural balance in older adults", *Gait Posture*, vol. 35, no. 4, p. 653–657, 2012.

- [109] D. Bonaiuti, V. Deho, E. Giovanazzi, E. Parolo, and F. Combi, “La prévention des chutes : évaluation de l’équilibre avec stabilométrie et tests posturaux chez les patients hémiplésiques”, *Ann. Readapt Med. Phys.*, vol. 39, p. 565–566, 1996.
- [110] C. Tramonti, S. Di Martino, E. Unti, D. Frosini, U. Bonuccelli, B. Rossi, R. Ceravolo, and C. Chisari, “Gait dynamics in Pisa syndrome and Camptocormia : The role of stride length and hip kinematics”, *Gait Posture*, vol. 57, p. 130–135, 2017.
- [111] A. Viswanathan and L. Sudarsky, *Chapter 45 - Balance and gait problems in the elderly*, 1st ed., vol. 103. Elsevier B.V., 2012, p. 623–634.
- [112] L. Slugacz, “Etude des moyens de mesure de la camptocormie”, Université de Bordeaux 2 2010.
- [113] G. Duval-Beaupère and J. Legaye, “Composante sagittale de la statique rachidienne”, *Rev. Rhum.*, vol. 71, no. 2, p. 105–119, 2004.
- [114] M. Kramer, V. Ebert, L. Kinzl, C. Dehner, M. Elbel, and E. Hartwig, “Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain”, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 86, no. 1, p. 31–36, 2005.
- [115] E. Melamed and R. Djaldetti, “Camptocormia in Parkinson’s disease”, *J. Neurol.*, vol. 253 Suppl, p. 14–16, 2006.
- [116] A. A. Ammar, “Adaptation et mise en place d’un processus d’innovation et de conception au sein d’une PME”, Ecole Nationale Supérieure d’Arts et Métiers, 2011.
- [117] F. Matos, E. Aparecida, D. A. Querido, M. Barbosa, and D. Moraes, “Innovation development process in small and medium technology-based companies”, *Rev. Adm. e Inovação*, vol. 13, no. 3, p. 176–189, 2016.
- [118] I. M. M. J. Reymen, “Improving Design Processes through Structured Reflection : A domain-independent approach”, Technische Universiteit Eindhoven, 2001.
- [119] G. Gogu, D. Coutellier, P. Chedmail, and P. Ray, *Recent Advances in Integrated Design and Manufacturing in Mechanical Engineering.*, 1st ed. Springer Science Bussiness Media, 2003, p. 541.
- [120] T. Tomiyama, P. Gu, Y. Jin, D. Lutters, C. Kind, and F. Kimura, “Design methodologies: Industrial and educational applications”, *CIRP Ann. - Manuf. Technol.*, vol. 58, no. 2, p. 543–565, 2009.
- [121] K. T. Ulrich and S. D. Eppinger, *Product design and development*, 6th ed. 2015, p. 287.
- [122] D. G. Ullman, *The Mechanical Design Process*, Fourth Edi. New York: McGraw-Hill Companies, 2003, p. 448.
- [123] N. P. Suh, *The principles of design.*, 1st ed. Oxford University Press, 1990, p. 418.
- [124] F. Mistree, “Review of ‘The Principles of Design’ by Nam P. Suh, Oxford University Press, 1990,” *Res. Eng. Desing*, vol. 3, p. 243–246, 1992.

- [125] N. F. M. Roozenburg and J. Eekels, *Product design: fundamentals and methods.*, 1st ed. 1995, p. 422.
- [126] D. G. Ullman, *The mechanical design process*, 4th ed. McGraw-Hill Education, 2005, p. 448.
- [127] G. Pahl, W. Beitz, J. Feldhusen, and K. H. Grote, *Engineering design - A systematic approach*, 3rd ed. Springer, 2007, p. 629.
- [128] I. E. H. Van Kesteren, "Selecting materials in product design", Delft University of Technology, 2008.
- [129] K. L. Wood and J. L. Greer, "Function-based synthesis methods in engineering design: state-of-the-art , methods analysis , and visions for the future", in *Formal engineering design synthesis*, Cambridge University Press, 2001, p. 77.
- [130] M. Baxter, *Product design. A practical guide to systematic methods of new product development.*, 2nd ed. Chapman & Hall, 1995, p. 308.
- [131] K. T. Ulrich, *Design - Creation of artifacts in society*. University of Pennsylvania, 2005, p. 145.
- [132] M. Mesnard, "Elaboration et validation d'un protocole de caractérisation de l'articulation temporo-mandibulaire", Université de Bordeaux, 2005.
- [133] G. Pasman, "Designing with precedents", Delft Technical University, 2003.
- [134] K. T. Ulrich and S. D. Eppinger, "Chapter 1: Teaching materials to accompany", in *Product Design and Development*, 1st ed., Irwin McGraw-Hill, 2008, p. 382.
- [135] B. Lawson, *Design in Mind*. Architectural Press, 1994, p. 160.
- [136] W. Samet, "Développement d'une méthode d'éco-innovation", Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 2011.
- [137] T. J. Hagedorn, S. Krishnamurty, and I. R. Grosse, "An information model to support user-centered design of medical devices" *J. Biomed. Inform.*, vol. 62, p. 181–94, 2016.
- [138] F. D. Castro, "Metodologia de projeto centrada na casa da qualidade", Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2008.
- [139] P. Dumas, "Quality Function Deployment : Healthcare Improvement", Worcester Polytechnic Institute, 2012.
- [140] M. Franceschini, S. Baratta, M. Zampolini, D. Loria, and S. Lotta, "Reciprocating gait orthoses: a multicenter study of their use by spinal cord injured patients", *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 78, no. 6, p. 582 – 586, 1997.
- [141] F. Desbiens-Blais, J. Clin, S. Parent, H. Labelle, and C. Aubin, "New brace design combining CAD/CAM and biomechanical simulation for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis", *Clin. Biomech.*, vol. 27, no. 10, p. 999–1005, 2012.

- [142] A. Chan, E. Lou, D. Hill, and G. Faulkner, "Design and validation of transducers to measure interface force distribution in a spinal orthosis", *Med. Eng. Phys.*, vol. 34, no. 9, p. 1310–1316, 2012.
- [143] K. Vredenburg, J. Y. Mao, P. W. Smith, and T. Carey, "A survey of user-centered design practice", *Conf. Hum. factors Comput. Syst.*, vol. 4, p. 471–478, 2002.
- [144] J. Petiot, "Virtual reality and user-centred design", in *Proceedings of Virtual Concept*, 2005, p. 1–4.
- [145] L. Wang, W. Shen, H. Xie, J. Neelamkavil, and A. Pardasani, "Collaborative conceptual design state of the art and future trends", *Comput. Aided Des.*, vol. 34, p. 981 – 996, 2002.
- [146] J. Berrington, "Databases", *Anaesth. Intensive Care Med.*, vol. 18, no. 3, p. 155–157, 2017.
- [147] K. Bongard, "Bringing the user experience to early product conception : From idea generation to idea evaluation", Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 2014.
- [148] U. Valverde, "Méthodologie d'aide à l'innovation par l'exploitation des brevets et des phénomènes physiques impliqués", Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 2016.
- [149] A. Milton and P. Rodgers, *Research methods for product design.*, 1st ed. London: Laurence King Publishing, 2013, p. 192.
- [150] A. Kapandji and T. Judet, *Anatomie fonctionnelle: Tome 2 - membre inférieur.*, 6th ed. 2009, p. 314.
- [151] G. V. Gomez, "Enrichissement de requêtes et visualisation sémantique dans une coopération de systèmes d'information: méthodes et outils d'aide à la recherche d'information", Université de Bourgogne, 2010.
- [152] A. J. T. Lee, F.-C. Yang, C.-H. Chen, C.-S. Wang, and C.-Y. Sun, "Mining perceptual maps from consumer reviews", *Decis. Support Syst.*, vol. 82, p. 12–25, 2016.
- [153] J. Gower, P. J. F. Groenen, M. Van De Velden, and K. Vines, "Better perceptual maps : Introducing explanatory icons to facilitate interpretation", *Food Qual. Prefer.*, vol. 36, p. 61–69, 2014.
- [154] W. S. DeSarbo, R. Grewal, and C. J. Scott, "A clusterwise bilinear multidimensional scaling methodology for simultaneous segmentation and positioning analysis", *J. Mark. Res.*, vol. 45, no. 3, p. 280–292, 2008.
- [155] P. Cazottes, "Actionnement des systèmes bistables : modélisation et études expérimentales", Université Pierre et Marie Curie, 2009.
- [156] F. Depledte, *Evaluation sensorielle: Manuel méthodologique.*, 3rd ed. Lavoisier, 2009, p. 28.
- [157] M. Kolich and S. Taboun, "Ergonomics modelling and evaluation of automobile seat comfort", *Ergonomics*, vol. 47, no. 8, p. 841–863, 2004.

- [158] L. B. Rosenberg and B. D. Adelstein, "Perceptual decomposition of virtual haptic surfaces", in *Symposium on Research Frontiers in Virtual Reality, Institute of Electrical and Electronics Engineers, Computer Society*, 1993, p. 46–53.
- [159] R. Dore, "Intégration des sensations utilisateur en conception préliminaire: Application au ski parabolique et au virage de base", *Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers*, 2004.
- [160] A. Bazergui, B.-Q. Thang, A. Biron, G. McIntyre, and C. Laberge, *Résistance des matériaux.*, 3rd ed. Presses Polytechnique de Montréal, 2003, p. 492.
- [161] F. Baêta and V. Sartor, "Resistência dos materiais e dimensionamento de estruturas para construções rurais", 1999.
- [162] W. A. Nash, *Resistência de materiais.*, 4th ed. McGraw-Hill Portugal, 1998, p. 533.
- [163] I. G. Chouvarda, D. G. Goulis, I. Lambrinoudaki, and N. Maglaveras, "Connected health and integrated care: Toward new models for chronic disease management", *Maturitas*, vol. 82, no. 1, p. 22–7, Sep. 2015.
- [164] "World Health Organisation: A global course for Healthy Ageing," 2015.

Annexe I – Protocole des essais expérimentaux

Étage 1 : Données du patient

Nom :	Prénom :	Sexe :	Âge :
Taille :	Poids :		
Camptocormique pur (Oui/Non) :		Laquelle :	

Étage 2 : Équipements

Analyse statique : Kine-CN2510-16PortRS-232Async Server ; Delsys Trigno Wireless EMG System

Analyse dynamique : Optitrack et AMTI Plateformes

Matériel extra: Alcool, scotch double face, scotch, gazes médicales, shorts, ballerines

Étage 3 : Conditions d'enregistrement

Plage horaire : Matin – 9H.

Température : La température de la salle est réglée à 25°C.

Étage 4 : Préparation du patient

La peau doit être nettoyée avant le placement de chaque système de mesure (Vidéo 3D ou EMG) pour permettre une adhésion correcte des marqueurs.

Analyse cinématique :

Les sujets sont équipés de marqueurs que réfléchissent les infrarouges (réflective markers Optitrack 7/16"). Pour l'analyse cinématique, la tête est ainsi marquée avec un marqueur fixé sur une casquette élastique et dans chaque fosse temporale. Les marqueurs rachidiens sont disposés sur la peau au niveau des processus épineux de C7, T3, T7, T12, L3 et S1. Un marqueur est situé à l'avant du thorax sur la jonction manubrium-sternale et sur les os iliaque et scapulaires de manière à pouvoir identifier les mouvements des membres et des ceintures pelvienne et scapulaire. Ils sont fixés sur la face supérieure des processus acromiaux des scapula, sur les apophyses styloïdes ulnaires au niveau des poignets, sur les épines iliaques antéro-supérieures, sur les condyles fémoraux latéraux, sur les malléoles externes des chevilles et sur chaque genou.

Analyse des contractions musculaires :

Douze électrodes de surface sont positionnées au long des fibres musculaires de manière symétrique (quatre de part et d'autre des processus épineux de C7, T12, L3, S1 et une sur les muscles abdominaux, droit et gauche). Une électrode est positionnée sur le muscle *tibialis* antérieur du pied initiateur et un autre est fixée sur le muscle gastrocnemius du membre propulseur lors de l'initiation de la marche.

Étage 5 : Tests

Tests statiques – position spontanée, redressée (30 sec.) :

Test 1.1 : Le patient est dans une (sa) position normale/relaxé et immobile pendant 30 secondes (Position plus confortable/Sans effort musculaire/ Yeux ouverts/ Même référence visuelle).

(INTERVALE DE 2 MINUTES)

Test 1.2 : Le patient est en position droite et immobile pendant 30 secondes (Position droite forcée/ Yeux ouverts/Même référence visuelle).

(INTERVALE DE 2 MINUTES)

Test 2.1 : Le patient est en position droite et immobile avec le corset pendant 30 secondes (Position droite forcée/ Yeux ouverts/Même référence visuelle) – Position relaxé.

(INTERVALE DE 2 MINUTES)

Test 2.2 : Le patient est en position droite et immobile avec le corset pendant 30 secondes (Position droite forcée/ Yeux ouverts/Même référence visuelle) – Position redressé.

(INTERVALE DE 5 MINUTES)

Tests dynamiques, marche circulaire sans le corset/ avec le corset (10min.) :

Test 3.1 : Le patient effectuera quelques tours au tour de la plateforme pendant le temps possible pour lui si non, jusqu'à un maxi de 10 minutes (20x30sec.). Le patient devra commencer sa marche 2 cycles de marche avant l'enregistrement sur la plateforme du mouvement.

(INTERVALE DE 5 MINUTES)

Test 3.2 : Le patient effectuera quelques tours au tour de la plateforme pendant le temps possible pour lui si non, jusqu'à un maxi de 10 minutes (20x30sec.) pendant l'utilisation du corset. Le patient devra commencer sa marche 2 cycles de marche avant l'enregistrement sur la plateforme du mouvement.

IMPORTANT : L'enregistrement avec le nouveau système permette que des enregistrements pendant 30s.

(INTERVALE DE 5 MINUTES)

Tests dynamiques, marche droite sans le corset/ avec le corset (10 mètres):

Test 4.1 : Le patient doit marcher 10 mètres en ligne droite sans le corset.

(INTERVALE DE 2 MINUTES)

Test 4.2 : Le patient doit marcher 10 mètres en ligne droite avec le corset.

(INTERVALE DE 5 MINUTES)

Tests de force de flexion et de redressement :

Test 5.1 : Mesure de la force de flexion du tronc avec le ressort de compression (Normalisation avec l'index de masse corporal)

(INTERVALE DE 2 MINUTES)

Test 5.2 : Le patient doit se redresser en position maximale. Résister à un effort de traction horizontal.

(INTERVALE DE 5 MINUTES)

Tests de marche en tapis Zebris sans corset et avec corset (test complémentaire):

Test 6.1 : Le patient doit passer une fois sur le tapis Zebris sans corset

(INTERVALE DE 2 MINUTES)

Test 6.2 : Le patient doit passer une fois sur le tapis Zebris avec corset

Tableau des marqueurs :

Analyse cinématique	
<u>Marqueur</u>	<u>Notes</u>
C7 – (A)	
T3 – (B)	
T7 – (C)	
T12 – (D)	
L3 – (E)	
S1 – (F)	
Externe – (G)	
Tête top – (H)	
Tête temporalis droite – (I)	
Scapula droite – (J)	
Hanche droite – (K)	
Pied droite - (L)	
Pied gauche - (M)	
Hanche gauche – (N)	
Scapula gauche – (O)	
Tête temporalis gauche – (P)	
Main droite - (R)	
Main gauche – (Q)	
Genou droit – (S)	
Genou gauche – (T)	

Analyse musculaire		
<u>Position</u>	<u>N° du marqueur</u>	<u>Notes</u>
A gauche de C7 – (1)		
A droite de C7 – (2)		
A gauche de T12 – (3)		
A droite de T12 – (4)		
A gauche de L3 – (5)		
A droite de L3 – (6)		
A gauche de S1 – (7)		
A droite de S1 – (8)		
Muscle tibiales antérieur du pied initiateur – (9)		
Muscle gastrocnémien du propulseur – (10)		

Exemple de la disposition des électrodes et des marqueurs infra-rouge sans corset :

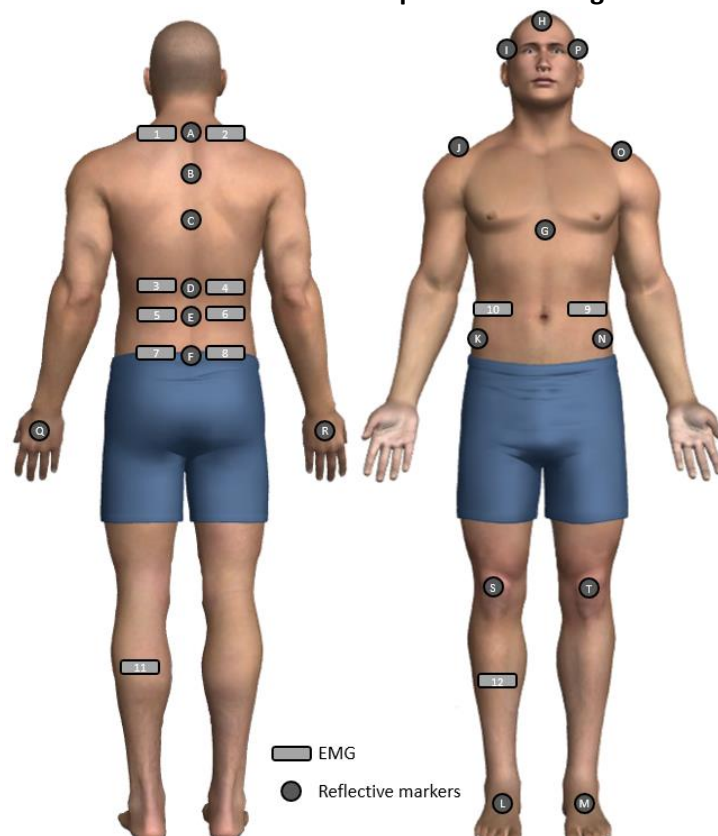


Figure 1 : Mise en place des marqueurs et des électrodes sans corset.

Exemple de la disposition des électrodes et des marqueurs infra-rouge avec corset :

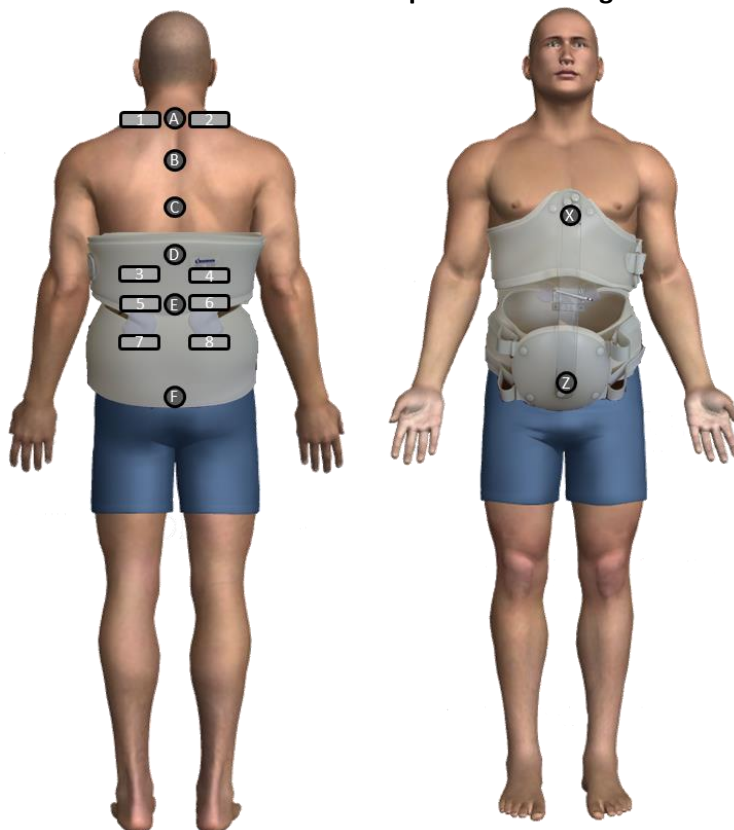


Figure 2 : Mise en place des marqueurs et des électrodes avec corset.

Annexe II – Fiche d'évaluations morphologiques

Date :

Nom :

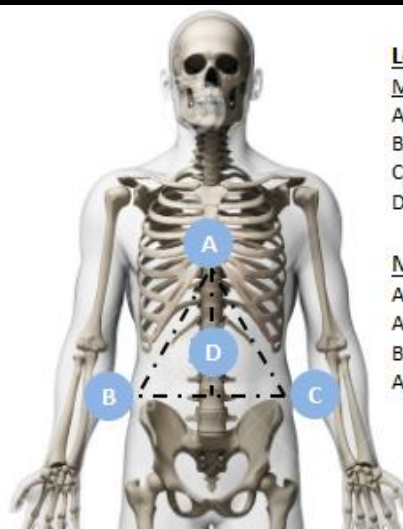
Prénom :

Date de livraison du corset :

Consultation nombre :

Masse :

Hauteur:



Légende

Marqueurs:

A - Bas sternum
B - Ilium droit
C - Ilium gauche
D - Nombril

Measures:

AB - 1
AC - 2
BC - 3
AD - 4

Table de variations morphologiques :

Positions	Mètre couturier	Marqueurs
Position spontanée	1	1
	2	2
	3	3
	4	4
Position "auto-redressement"	1	1
	2	2
	3	3
	4	4

	Mesures tour de taille à différents niveaux		
Positions	Tour de taille bassin	Tour de taille nombril	Tour de taille sternum
Position spontanée			
Position "auto-redressement"			

Fleche sans le corset : _____ Fleche avec le corset : _____

Photo face : _____ Photo profil : _____

Observations sur le patient :

Applicateur/Applicatrice :

Annexe III – Evaluation des composants

Date :

Nom du patient :

Age :

Sexe :

Utilisation du corset depuis :

Temps d'utilisation/jour :

Etat de la maladie :

C7-SAR pos.spontanée _____ C7-SAR pos.redressé _____ C7-SAR pos.redressé avec aide _____

Souplesse du rachis :

Maladies adjacentes (Oui/Non) : _____ Si oui, lesquelles : _____

Partie évalué : Partie pelvienne ☐ / Partie thoracique ☐ / Système de redressement ☐

	NA	1	2	3	4	5	Remarques
Confort :							
• en position debout							
• pendant la marche							
• mvt. Vers position assiser							
• en position assise							
• adaptation au corps							
Liberté de mouvements du membre supérieur :							
• en rotation							
• en flexion							
• en extension							
Liberté de mouvements du membre inférieur :							
• en rotation							
• en flexion							
• en extension							
Utilisation :							
• mise en place							
• ergonomie							
• efforts nécessaires							
• ajustable							
Sentiment de correction							
Evolution de la marche							

NA - Non applicable // 1 – niveau plus basse/ 5 – niveau plus haut

Observation :

Annexe IV – Evaluation des problèmes du DTPA

Date de consultation :

Date de livraison du corset :

Nom : _____

Prénom : _____

Age : _____

Sexe : _____

Hauteur : _____

poids : _____

Type de camptocormie :

C7-SAR _____

Maladies adjacentes (Oui/Non) : _____ Si oui, laquelle : _____

Corset

Anneau supérieur :

- Sangles de double coté (oui/non) :
- Ecart de serrage entre les deux valves (en cm) : G : _____ D : _____
- Inconfort (1-10) :

Anneau inférieur :

- Sangles de double coté (oui/non) :
- Ecart de serrage entre les deux valves (en cm) : Ght : _____ Gbas : _____ Dht : _____ Dbas : _____
- Affaissements postérieurs (oui/non) :
- Inconfort (1-10) :

Pièce de distraction :

- Centré (oui/non) : Angle d'inclinaison : _____
- Nombre de vis (tige/ glissière) : _____ / _____
- Angle des coudes (tige/ glissière) : A : _____ B : _____ C : _____ D : _____
- Cassé (oui/non) : Où : _____
- Mouvement plus contraignant :
- Manipulation du système par le patient :

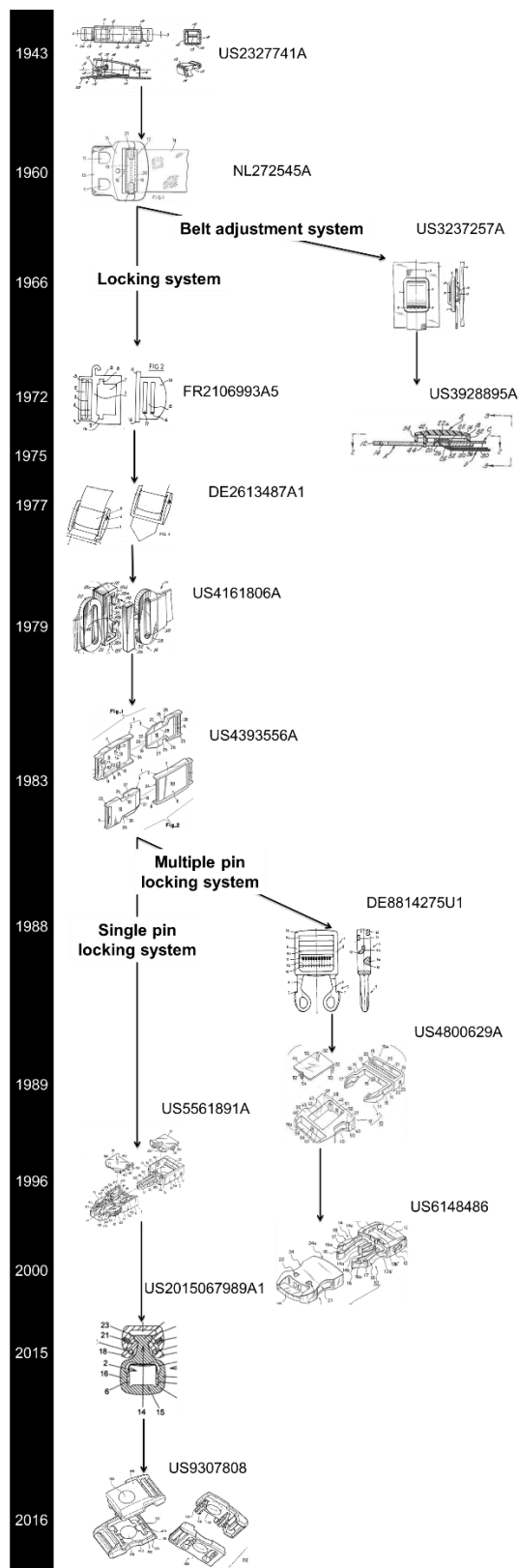
Autres :



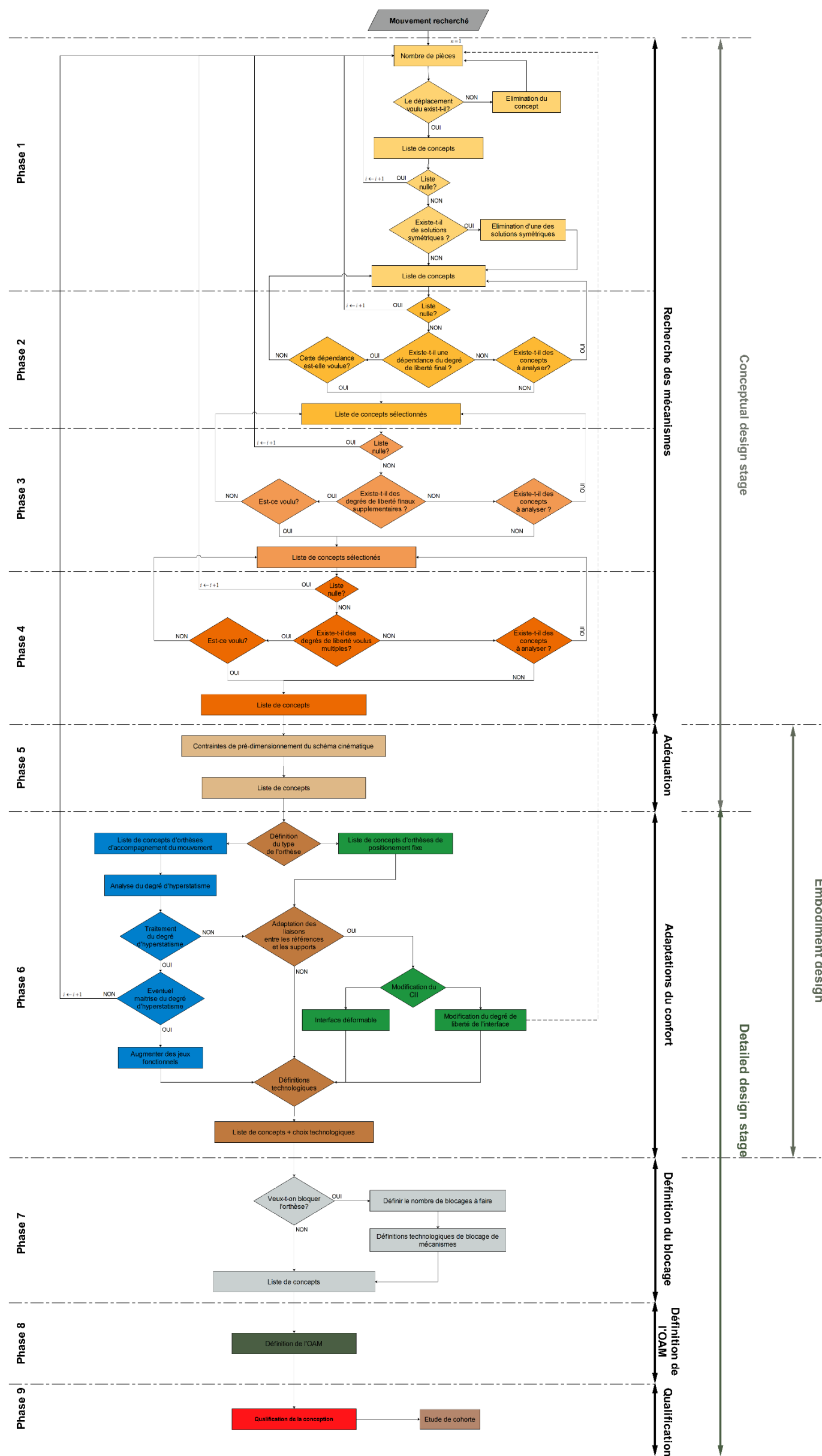
Annexe V – Tableau de systèmes de fermeture

Système de fermeture	Type de patient	« Feed back » du patient
		
		
		
		
		
		
		
		

Annexe V – Arbre d'évolution de brevets



Annexe VI – Méthode de conception d’OAM



Annexe VII – Communications scientifiques

Séminaires du Laboratoire I2M et de l'Ecole Doctorale

Séminaire du Laboratoire I2M - troisième année, 2017

Conception d'une orthèse posturale corrective : démarche et étude de cas – Journée de l'école doctorale de l'Université de Bordeaux, 2016

Séminaire du Laboratoire I2M - deuxième année, I2M – IMC – 2016

Séminaire du Laboratoire I2M - première année, I2M – IMC – 2015

Congrès nationaux avec actes

Camptocormia trunk behavior discrimination for medical device development - 7° Congresso Nacional de Biomecânica ; Guimarães, Portugal, 10-11 Février, 2017

Analyse cinématique de l'effet d'un corset sur des patients camptocormiques - 31^{ème} Congrès de Médecine Physique et de Réadaptation ; Saint-Etienne, France, 13-15 Octobre 2016

Influência do posicionamento dos electrodos electromiograficos superficiais durante testes de actividade muscular - 10° Congresso Nacional de Mecânica Experimental, Lisboa, Portugal, 12-14 Octobre, 2016

Characterization of morphological trunk changes in camptocormia patients - 40^{ème} Congrès de la Société Française de Biomécanique ; Paris, France, 28-30 Octobre, p. 1930-1931, 2015 (Poster)

Congrès internationaux avec actes

Conceptual design method for the development of an articular orthosis - camptocormia brace - 7th International Conference on Mechanics and Materials in Design; Albufeira, Portugal, 11-15 Juin, 2017

Could a combined EMG and 3D video analysis help in the device design for patients with camptocormia? - 22nd Congress of the European Society of Biomechanics, Lyon, France, 10-13 Juillet, 2016

Articles publiés dans des revues nationales avec comité de lecture

Ricardo Duarte, Michel Mesnard, Frédérick de Miollis, Antonio Ramos, Philippe Wentzy, Mathieu de Sèze; Influence of the sEMG electrode positioning during muscular activity tests. APET-Mecânica Experimental; 28; 9-14; 2017

Articles publiés dans des revues internationales avec comité de lecture

Ricardo Duarte, Mathieu de Sèze, Philippe Wentzy, Michel Mesnard; An evaluation of the changes induced by the TPAD brace in patients with camptocormia. Journal of Applied Biomechanics – soumis Décembre 2017.

Michel Mesnard, Ricardo Duarte, Antonio Ramos, Jean-Pierre Nadeau, Nicolas Perry ; Designing simplification strategy for solutions analysis and selection at the architectural stage. CIRP Annals Manufacturing Technology - soumis Septembre 2017

Ricardo Duarte, Michel Mesnard, Jean-Pierre Nadeau; An innovative design approach to develop external medical devices. ; International. Journal on Interactive Design and Manufacturing; 11:2; 375-383; 2017

David Rios-Zapata, Ricardo Duarte, Jérôme Pailhès, Ricardo Mejia-Gutiérrez, Michel Mesnard; Patent-based creativity method for early design stages: case study in locking systems for medical applications.; International. Journal on Interactive Design and Manufacturing; 11:3; 689-701; 2017

Ricardo Duarte, Antonio Ramos, Michel Mesnard; Embodiment design process in the development of articular orthosis. International Journal of Modeling and Optimization; 7:1; 34-38; 2017

Leonardo Regufe, Ricardo Duarte, Antonio Ramos, Jean-Pierre Nadeau, Nicolas Perry, Michel Mesnard; An exhaustive method for researching articular orthosis mechanisms at the conceptual design stage. Procedia CIRP; 60; 482-487; 2017

Titre : Elaboration et validation d'une méthode de conception d'orthèses avec mécanisme –
Corset de traitement de la camptocormie.

Résumé :

Le développement des orthèses est souvent basé sur l'expertise empirique des entreprises. Il en résulte parfois des dispositifs mal adaptés. Pour cette raison, une structuration du processus de conception des orthèses doit être conduite.

Cette thèse a comme objectif de développer une méthode structurée de conception d'orthèses avec mécanisme.

Une définition des typologies d'orthèses est établie en fonction de l'existence d'un mécanisme. Cette typologie est le point de départ d'une décomposition du cycle d'utilisation de l'orthèse en situations de vie et moments significatifs.

La méthode proposée permet la recherche des mécanismes dans une base de données de mobilités ; l'adéquation entre concepts, contraintes de déplacement et contraintes dimensionnelles, l'adaptation de confort, la définition du blocage, la définition final de l'OAM et la qualification de la conception.

La méthode est appliquée au développement d'un corset de traitement de la camptocormie, pathologie posturale caractérisée par l'antéro-flexion progressive du tronc.

Une orthèse posturale, corset de distraction thoraco-pelviennne antérieur, développée par la société Lagarrigue S.A. est actuellement prescrite. Pour prouver l'utilité du port du corset, une caractérisation cinématique du mouvement et de l'activité musculaire du patient camptocormique sans et avec corset est déroulée pour recueillir des informations nécessaires au processus de conception d'une orthèse innovante.

L'application de cette méthode permet le développement de deux prototypes fonctionnels de corset pour traiter la camptocormie en intégrant des informations biomécaniques du patient et les limitations techniques de l'entreprise.

Mots-clés : Méthode de conception, cycle d'utilisation, mécanismes, orthèse, camptocormie.

Institut de Mécanique et d'Ingénierie de Bordeaux

I2M, CNRS UMR 5295, Université de Bordeaux,
Esplanade des Arts et Métiers 33405 Talence Cedex

Title: Development and validation of a design method for orthosis with mechanism - Corset for the treatment of camptocormia.

Abstract:

Orthosis development is often based on the empirical expertise of the manufacturers. This can sometimes result in poorly adapted devices. For this reason, some structure needs to be created for the orthosis design process.

The purpose of this thesis is to develop a structured design method for orthoses with a mechanism.

A typology of orthoses is established according to whether or not a mechanism is present. This typology is the starting point for producing a breakdown of the cycle of orthosis use in life situations and at significant moments.

The method described here includes searching a mobility database for mechanisms; ensuring compatibility between concepts, displacement and dimensional constraints, making suitable adaptations for a comfortable fit, defining the blocking, preparing the final definition of the orthosis with mechanism and approving the design.

The method is applied to the development of a corset for treating camptocormia, a postural illness identified by the gradual forward flexion of the trunk.

A postural orthosis, a thoraco-pelvic anterior distraction corset developed by Lagarrigue S.A., is currently prescribed. To prove the utility of wearing the corset, a kinematic characterisation of the movement and muscle activity of the camptocormic patient is carried out both with and without the corset to collect the information needed for the design process of an innovative orthosis.

Using this method two functional corset prototypes were developed to treat camptocormia, incorporating the patient's biomechanical information and the manufacturer's technical limitations.

Keywords: Designing method, usage life cycle, mechanisms, orthosis, camptocormia.

Institut de Mécanique et d'Ingénierie de Bordeaux

I2M, CNRS UMR 5295, Université de Bordeaux,
Esplanade des Arts et Métiers 33405 Talence Cedex