



HAL
open science

Étude de la mobilité quadrupède en position ventrale chez le nouveau-né et le nourrisson humain

Vincent Forma

► **To cite this version:**

Vincent Forma. Étude de la mobilité quadrupède en position ventrale chez le nouveau-né et le nourrisson humain. Sciences cognitives. Université Sorbonne Paris Cité, 2016. Français. NNT : 2016US-PCB223 . tel-02426272

HAL Id: tel-02426272

<https://theses.hal.science/tel-02426272>

Submitted on 2 Jan 2020

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.



UNIVERSITÉ
PARIS
DESCARTES

MEMBRE DE

USPC
Université Sorbonne
Paris Cité



Ecole Doctorale ED261:

« Cognition, Comportement, Conduites Humaines »

Etude de la mobilité quadrupède en position ventrale chez le nouveau-né et le nourrisson humain

Vincent Forma

Thèse de doctorat de Sciences Cognitives

Présentée et soutenue publiquement le lundi 28 novembre 2016 devant un jury composé de :

Agnès Roby Brami Directrice de Recherche - INSERM

Rapporteur

Christine Assaiante Directrice de Recherche - CNRS

Rapporteur

Benoist Schaal Directeur de Recherche - CNRS

Examineur

Christine Tardieu Directeur de Recherche - CNRS

Examineur

Sylvain Moutier Professeur - Université Paris Descartes

Examineur

Marianne Barbu-Roth Chargée de Recherche - CNRS

Directrice de Thèse

Résumé

La locomotion autonome est une étape clef du développement du nourrisson. Elle débute dans la majorité des cas par la marche quadrupède au deuxième semestre de vie. Cependant, dès la naissance, le nouveau-né est déjà capable de se propulser de manière autonome en position ventrale. Cette mobilité quadrupède précoce a été très peu étudiée, car considérée par la plupart des auteurs comme un simple réflexe de reptation, destiné à disparaître rapidement sous l'influence du développement cortical : cette reptation n'aurait aucun lien avec la marche mature, n'impliquerait pas les bras et aurait pour fonction principale de permettre au nouveau-né de se propulser jusqu'au sein maternel. Contrairement à ce point de vue, quelques auteurs ont observé que cette mobilité semblait complexe et pouvait éventuellement persister jusqu'à l'âge de 2-3 mois, dans un contexte adapté. Ces observations posent la question de savoir si cette mobilité primitive, loin d'être un simple réflexe, pourrait être en lien avec la marche quadrupède et bipède mature. L'objectif de cette thèse est d'étudier les différentes caractéristiques, en particulier cinématiques, de cette mobilité quadrupède depuis la naissance jusqu'au sixième mois. Dans ce but, un dispositif a été créé, le CrawliSkate, qui permet de libérer les bras et faciliter la propulsion. Trois études ont été menées et montrent que cette mobilité quadrupède est loin d'être un simple réflexe stéréotypé, qu'elle implique une coordination des jambes et des bras, qu'elle peut en partie être modifiée dès la naissance à un niveau supra spinal par la vision et enfin qu'elle persiste tout en se modifiant durant tout le premier semestre de la vie.

Mots clef : locomotion, nouveau-né, quadrupède, développement moteur, nourrisson

Abstract

Self-produced locomotion is a key stage in infant development, which usually begins with hand and knees crawling in the second semester of life. Since the moment of birth, however, newborns are already capable of autonomous propulsion from a prone position. This precocious form of quadrupedalism remains largely unstudied due in part to the fact that most researchers consider these creeping movements to constitute a mere reflex, destined to dissipate as cortical development progresses. Under such an interpretation, this creeping « reflex » would have no link with mature, bipedal walking, would not recruit the upper limbs and would serve mainly as a mechanism by which newborns could reach the maternal breast. Contrary to this point of view, a handful of authors have observed that these patterns of locomotion seem complex, and might persist in some form until the age of 2-3 months. These observations invite us to consider the possibility that such primitive locomotion might be directly involved in the emergence of quadrupedal and bipedal gait. The present thesis examines the various characteristics (particularly cinematic) of this prone mobility, from birth to about six months of age. To this end, we describe the creation of an experimental tool that frees the use of a newborn's limbs and facilitates the aforementioned form of propulsion: the CrawliSkate. We present three studies showing that neonatal prone mobility goes beyond simple reflexes, involves coordination between the upper and lower limbs, and can be partially modified at birth at a supra-spinal level through visual stimulation. Lastly, we demonstrate that this pattern of locomotion persists, albeit with heavy modification, throughout the first semester of life.

Key words : locomotion, newborns, crawling, motor development, infant

Remerciements

En premier lieu je voudrais remercier Sylvain Hanneon, directeur du master VHMA. C'est ta rencontre qui a fait prendre à ma route la direction de la recherche. Tu as été d'une grande attention envers moi et as toujours su encourager mes envies, les aider à grandir, sans jamais les dénaturer. Tu m'as montré des portes et je les ai ouvertes. C'est grâce à ton active bienveillance que j'ai trouvé le courage de me lancer dans ce projet « fou » que fut ce doctorat. Je t'en suis extrêmement reconnaissant. C'est aussi par toi que j'ai rencontré Marianne.

C'est donc naturellement toi, Marianne Barbu-Roth, que je ne pense pas être en mesure d'assez remercier tant tu as su me faire confiance et m'intégrer rapidement dans cette magnifique aventure. Tout au long de ces quatre années de doctorat, tu as su répondre présente à chaque fois que j'en ai eu besoin, sachant toujours prévenir le besoin même, qualité qui me fait tant défaut. Je voudrais te remercier pour ton indéfectible disponibilité, ton écoute, tes conseils, tes critiques, tes bons mots, ta prévoyance, ta patience, ta compréhension et surtout, ta précieuse humanité. Toutes ces qualités qui sont les tiennes, et la liste n'est pas exhaustive, m'ont permis d'avancer de la meilleure des façons qu'il soit et, petit à petit, de faire mien ce beau projet. Merci mille fois pour tout ce que tu as fait pour moi.

Ce beau projet ne serait rien sans Joëlle Provasi et Viviane Huet, que je voudrais énormément remercier. Toutes les deux vous avez été mes compagnes de route, m'ouvrant d'abord les portes de la maternité et du test des nouveau-nés, me faisant découvrir tout ce monde qui était le vôtre et que vous fîtes mien, par votre grande expertise et votre approche calme et maîtrisée. Joëlle, la plus couturière des chercheuses, merci d'avoir toujours répondu à mes appels, d'avoir sacrifié tes weekends parfois, pour inlassablement améliorer notre invention. Merci aussi pour tes conseils et ton soutien dans les coups durs. Viviane, merci pour ton énergie à toute épreuve, tes grandes qualités d'observation, tes innombrables corrections, analyses faites, analyses refaites et pour les centaines d'heures de codage que tu m'as épargnées. Merci encore une fois à toutes les deux pour tout ça, mais aussi pour votre inconditionnelle bonne humeur.

Un immense merci à Lionel Granjon, pour tes nombreux conseils techniques, statistiques, tes nombreux creusages de tête sur tableau blanc et pour les mille situations que tu m'as débloquées, en deux clics de souris, quand depuis des heures je m'arrachais les cheveux. Tu auras été la baguette magique qui me manquait, en bout de course plus encore, d'une redoutable efficacité contre les forces obscures de Matlab, Statistica ou autre SPSS.

A very special English acknowledgment to David Anderson, for your advices, always good, and your long listening time. I know it was hard time for you, with my bad accent and my insufficient English, especially when I tried, most of the time, to explain to you something that I even didn't totally understand in French. Thanks also for the optimism that you always blow in this project. Mettre "blew" si ça s'arrête à la thèse

Un grand merci à toutes les personnes qui gravitent autour des nombreuses facettes de ce grand projet et qui, toutes ensemble ont pu le rendre possible. Caroline Teulier, Qualysis et QTM n'ont plus de secret pour moi, Vicon n'a qu'à bien se tenir. Merci pour la grande aide que tu as été pour moi au tout début. Benoist Schaal, pour ton soutien et ton positivisme à toute épreuve, ma boîte crânienne en parfait état te remercie. Evelyne Soyez, merci pour ta précieuse expertise et ton généreux savoir. Patrice Jéguzo, merci pour ton aide technique et ton travail précis, rapide et toujours éclairé.

Le travail qui suit n'aurait pas été possible sans l'aide précieuse des stagiaires que je tiens particulièrement à remercier et qui ont rendu possible l'analyse de ces myriades d'images vidéo, dont le nombre exact doit se situer un peu au-dessus de huit millions, tout de même. Merci à Mélina pour ton amitié et ton travail acharné, merci à Nida pour ton incroyable rapidité, merci à Marta pour ta formidable efficacité, merci à Emma pour ton travail titanesque, merci aussi à Emile, Mélanie, Armand, Amandine, Marine et Clémence, vous avez toutes et tous apporté votre pierre à cet immense édifice. Vous avez aussi su comprendre mes explications, que je sais pas toujours claires, faire preuve de patience et de persévérance. Votre compagnie, en plus d'être un soutien, m'aura été très agréable. J'espère que vous réussirez dans votre futur, qu'il soit en recherche ou ailleurs, et que s'il est ailleurs, ça n'aura pas été par ma faute...

Merci à tout le personnel de la maternité, qui a toujours su se rendre disponible malgré les rythmes effrénés qu'ils endossent, je leur souhaite un avenir où les réponses en besoin humain se feront moins rares à l'hôpital public. Merci au professeur Cabrol et au professeur Goffinet, son successeur, de nous avoir soutenus et de nous soutenir encore dans notre travail de recherche et d'avoir permis à nos études de se réaliser au sein de leur établissement. Merci surtout à tous les parents qui nous ont fait confiance et qui nous ont laissé leur plus beau trésor.

Merci à Bénédicte Menn et à Cristelle Ventura, pour votre confiance, pour votre professionnalisme et votre écoute, vous assurez le futur de ce projet qui, je l'espère, tiendra toutes ses promesses. Merci aussi à toute l'équipe de la SATT idfinnov qui croit au potentiel de notre invention et qui permet que les choses prennent une dimension que nous n'aurions très certainement pas su donner.

En parlant de futur je voudrais remercier Charlotte Hym et Camille Dollat vous êtes venues grossir les rangs et votre énergie fait du bien à tout le monde, je vous souhaite tout le meilleur, Charlotte pour tes deux prochaines années de thèse et Camille pour ton poste de chef de clinique en néonatalogie.

Merci aussi à Dominique, Françoise, Stéphane, Daryoush et Aboubacar pour les coups de mains techniques et administratifs, leur sourire et leur présence.

Enfin merci à Agnès Roby Brami et à Christine Assaiante d'avoir accepté d'être les rapporteurs de ce travail de thèse, et merci à Christine Tardieu, Benoist Schaal et Sylvain Moutier d'avoir accepté de faire partie de mon jury en tant qu'examineurs.

Il vient maintenant le temps de remercier toute la base arrière, les miens, ceux qui me donnent la force d'avancer et qui ont aussi permis que j'en arrive là. Sans partir trop loin je voudrais d'abord remercier mes amis du Laboratoire de Psychologie de la Perception. Margaux L.P., Arielle, Louis et Nawal vous êtes et avez toujours été présents. Vous avez écouté mes chagrins, souvent en connaissance de cause, vous avez su devenir des amis et je vous remercie pour tout le bien que vous m'avez fait et me faites encore.

Mes amours, mes amis mes très chers, vous êtes les miroirs de moi, mon moteur dans ce monde et tout ça c'est grâce à vous : Bastien, avec toi pour toujours, Yoan, avec Nissa per toujou, Gus, toi-même tu sais, Etienne, merci encore pour le livrable mon gros, Adrien, toujours al papa, Dorian tu prolonges ma réflexion, Cyrielle, ta présence me fait toujours du bien, Julie tu as cru en moi, tu m'as donné une force incroyable, David, Sphax, et Joris j'espère qu'on se retrouvera car vous me manquez les gros, Jul tu m'as donné tant d'énergie, feu, feu, feu, Séb tu m'inspires beaucoup, Jeremy, j'aimerais te trouver et enfin Lou, merci de m'avoir trouvé. Merci à vous tous pour votre amour.

Je voudrais aussi ne pas avoir à écrire « merci aussi à tous ceux que j'oublie » alors je vais remercier d'un coup tous les gens qui font, ou ont fait mon quotidien et que je tiens pour en partie responsables du bonheur qui m'a permis de suivre ce chemin, jour après jour. Merci à Victor, Mike, Badedj, Benjamin, Charlotte, Vlad, JB, Anna, le Lou, Gros, Margaux L.R., Locos, Margaux L., Anais, Aurelie, Camille, Cassandre, Cécile E., Cécile I., Molly, François, Héloïse, Luce, Maudou, Maëlia, Coco, Jérém, Carolin, Sho, Chloé, Maeva, Aurélia et tous ceux qui viennent.

Pour finir, en dernier mais pas des moindres, je voudrais dire un énorme merci à ma famille, les plus vieux que moi, pour l'amour dans lequel vous m'avez fait grandir, et les plus jeunes, pour la joie que vous me donnez. Je remercie tout particulièrement mon grand-père Jean, tu m'as donné le goût de la connaissance ; merci papi et fait la baièta à Dany de ma part. Merci à ma grand-mère Zé, tu prends toujours bien soin de moi, merci à mon grand-père Roger et à sa femme Annie et manda la pumpa ! Merci à ma grand-mère Jeanne, à Marie Claire et Alain, votre gout immodéré de la fête de famille m'est cher, merci à mon frère et à mes sœurs Laura, Loïc et Esther pour tous les bons moments que nous avons la chance de vivre. Un grand merci particulier à mes cousins Momo, Cyril, Lucky, David, Olivier, Jéjé, Sylvain et Christophe pour toutes ces parties de boules où je vais encore vous gagner pendant des années !! Merci aux cousines Mathilde et Charlotte, vous êtes en sous-effectif mais vous faites des efforts ! Merci aussi à toute la fine équipe de Saint André de la Roche « lou pais dei babi » : Honoré, Josiane, Vyvy, Anny, Charly, Charles-Louis, Hélène, Elodie, Adrien, Béatrice et Nicole per èstre toujou aqui ; c'est toujours une joie de se retrouver. Bien évidemment, je voudrais conclure ma longue mais nécessaire série de remerciements, en remerciant énormément mon père Jean-Claude et ma mère Hélène, pour votre inconditionnel amour pour moi, votre amour pour la vie et pour la paix que vous avez mise dans mon cœur.

Université Paris Descartes

CNRS

Ecole Doctorale Comportement Cognition et Conduites Humaines

**Etude de la mobilité quadrupède en position ventrale
chez le nouveau-né et le nourrisson humain**

Vincent Forma

Thèse de doctorat de Sciences Cognitives

Novembre 2016

Cette version est la version électronique publique. Pour des raisons de protection des droits d'auteurs, certaines illustrations ont été floutées

Table des matières

Table des matières	9
1 Introduction	17
1.1 L'importance de la locomotion sur le développement psychologique du nourrisson	20
1.2 Les études sur la marche érigée primitive dite « <i>stepping</i> »	23
1.2.1 Le <i>stepping</i> : un pattern stéréotypé ou un pattern varié ?	25
1.2.2 Le <i>stepping</i> peut-il être contrôlé à un niveau cortical?	26
1.2.3 Le <i>stepping</i> disparaît-il vraiment à l'âge de deux mois ou est-il, au contraire, une activité précurseur, potentiellement en continuité avec la marche bipède mature ?	30
1.2.4 Conclusion	34
1.2.5 Les limites des études sur le <i>stepping</i> néonatal	35
1.3 Bipédie et quadrupédie chez l'homme	36
1.3.1 L'Homme naît-il bipède ?	36
1.3.2 L'Homme est-il bipède ?	39
1.3.3 Comment l'Homme devient-il bipède ?	41
1.3.4 Conclusion	43
1.4 La propulsion quadrupède mature	44
1.4.1 Description	44
1.4.2 Conclusion	50
1.5 La mobilité quadrupède à la naissance	51
1.5.1 Description des études sur la mobilité quadrupède néonatale	51
1.5.2 Nature de la mobilité quadrupède et question du réflexe	57
1.5.3 Liens entre la mobilité quadrupède du nouveau-né et les mouvements fœtaux	59
1.5.4 Continuité entre mobilité quadrupède néonatale et marche quadrupède à 8 mois ?	61
1.5.5 La mobilité quadrupède du nouveau-né est-elle stimulable par différents facteurs ?	64
1.6 Questions théoriques et présentation des études effectuées lors de la thèse	66
1.6.1 Pourquoi étudier la mobilité quadrupède dès la naissance ?	66
1.6.2 Questions abordées dans la thèse	68
1.6.3 Présentation des études	69

2	<i>Etude 1 : Mobilité quadrupède à la naissance : étude de la propulsion, de la participation des bras et de l'effet des flux optiques.....</i>	71
2.1	Introduction.....	73
2.2	Matériels et méthodes	74
2.2.1	Recrutement des sujets.....	74
2.2.2	Matériel.....	75
2.2.3	Protocole expérimental.....	77
2.2.4	Procédure.....	78
2.2.5	Procédures de codage.....	78
2.2.6	Analyse de la coordination des mouvements des membres.....	90
2.2.7	Calcul du pourcentage de nouveau-nés effectuant une mobilité quadrupède complète et/ou propulsive.....	94
2.2.8	Présentation des données.....	95
2.3	Résultats.....	96
2.3.1	Durée des pleurs	96
2.3.2	Nombre et durées des cycles et mouvements codés.....	96
2.3.3	Coordination des mouvements.....	108
2.3.4	Pourcentage de nouveau-nés présentant une mobilité des quatre membres et une propulsion en position ventrale.....	112
2.4	Discussion.....	114
2.4.1	Mouvements des membres	114
2.4.2	Implication des bras	118
2.4.3	Propulsion	120
2.4.4	Effet des flux optiques.....	120
2.4.5	Limites de l'Etude 1	123
2.4.6	Conclusion	124
3	<i>Etude 2 : Mise au point d'un système d'aide à la locomotion quadrupède néonatale</i>	125
3.1	Introduction et problématique	127
3.2	Le CrawliSkate.....	129
3.2.1	Objectifs	130
3.2.2	Description technique	131

3.3	Prise de brevet	136
4	<i>Etude 3 : Comparaison de la mobilité quadrupède du nouveau-né sur un tapis ou sur un CrawliSkate</i>	137
4.1	Introduction	139
4.2	Matériel et méthode	140
4.2.1	Recrutement des sujets.....	140
4.2.2	Matériel.....	142
4.2.3	Protocole expérimental.....	146
4.2.4	Procédure.....	147
4.2.5	Codage et analyse des mouvements en 2D et des pleurs.....	150
4.2.6	Obtention et traitement des données 3D	151
4.2.7	Variables, facteurs et analyse statistique.....	161
4.3	Résultats.....	164
4.3.1	Durée des pleurs	164
4.3.2	Résultats relatif à la mobilité des membres.....	166
4.3.3	Résultats relatifs à la mobilité du corps du nouveau-né	189
4.3.4	Interaction entre variables dépendantes.....	192
4.3.5	Interaction entre variables indépendantes.....	193
4.3.6	Pourcentage de mobilité quadrupède	194
4.4	Discussion	195
4.4.1	Mobilité quadrupède	195
4.4.2	Implication des bras dans la mobilité quadrupède : un rôle potentiellement propulsif ou passif ?..	196
4.4.3	Caractéristiques des mouvements.....	199
4.4.4	Cinématique des mouvements	201
4.4.5	Effet des covariables	203
4.4.6	Limites de l'Etude 3	207
4.4.7	Conclusion	208
5	<i>Etude 4 : Développement de la mobilité ventrale</i>	211
5.1	Introduction.....	213
5.2	Matériel et méthode	214
5.2.1	Recrutement des sujets.....	214

5.2.2	Population	214
5.2.3	Matériel.....	215
5.2.4	Protocole expérimental.....	216
5.2.5	Procédure	216
5.2.6	Traitements des données.....	216
5.3	Résultats.....	219
5.3.1	Durée des pleurs	219
5.3.2	Nombre de mouvements	220
5.3.3	Durée.....	231
5.3.4	Amplitude.....	236
5.3.5	Vitesse maximale.....	240
5.3.6	Co-activation	245
5.3.7	Synthèse des résultats relatifs au codage des mouvements des membres	249
5.3.8	Score 3D	251
5.3.9	Distance parcourue	256
5.3.10	Pourcentage de mobilité quadrupède complète et/ou propulsive.....	259
5.3.11	Etude du développement du nombre de mouvements	262
5.4	Discussion.....	267
5.4.1	Mobilité quadrupède	267
5.4.2	Implication des bras	268
5.4.3	Caractéristique des mouvements	270
5.4.4	Cinématique des mouvements	273
5.4.5	Effet des co-variables	276
5.4.6	Limites de l'étude	278
5.4.7	Conclusion	280
6	<i>Discussion générale</i>.....	283
6.1	Questions principales et réponses apportées	285
6.2	Littérature, résultats et théories du développement	287
6.3	Un schéma général de la mobilité des membres à la naissance ?.....	289
6.4	Locomotion, propulsion et quadrupédie	292
6.5	La motricité libérée	294

6.6	La mobilité quadrupède du nouveau-né dans son contexte naturel	295
6.6.1	Le nouveau-né.....	295
6.6.2	Le nourrisson.....	296
6.7	Perspectives futures	297
6.7.1	Mobilité quadrupède complète et flux optiques	297
6.7.2	Questionnaire développement	298
6.7.3	Training.....	299
	Bibliographie.....	301
	Liste des présentations à des congrès.....	311
	<i>Annexe I : Formulaire de consentement et fiche d'information</i>	<i>313</i>
	<i>Annexe II : Brevet international : Device for assisting the crawling of an infant.....</i>	<i>317</i>

Note aux lecteurs

Définir l'appellation du comportement dont traite ce travail de thèse n'a pas été chose facile. En effet, lors de la mobilité des quatre membres d'un nouveau-né placé en position ventrale, l'implication effective et les capacités propulsives de chacun de ces quatre membres, n'ayant a priori pas été absolument démontrées, les termes de « reptation » ou de « marche à quatre pattes » ont été écartés, du fait qu'ils supposent un déplacement. Aussi, il a semblé opportun d'employer le terme plus général de mobilité des quatre membres en position ventrale, raccourci à l'appellation « **mobilité quadrupède** » dans ce rapport de thèse. Si l'emploi de ce terme général se justifie, car ce sont bien les mouvements des quatre membres qui sont observés, il peut toutefois ne pas toujours correspondre à une implication égale des membres, ni même à leur réel appui propulsif.

Le terme de « réflexe de reptation » employé par les pédiatres, n'a pas non plus été retenu. En effet, la reptation est, selon le dictionnaire Larousse, « *l'action de se propulser sur le ventre sans l'aide des membres* », ce qui n'a pas été observé lors de ces études, et la notion de réflexe ne semble pas non plus en accord avec la nature de ce comportement, comme il va être montré ci-après.

1 Introduction

La locomotion indépendante, cette faculté complexe que l'être humain partage avec de nombreux êtres vivants, est une compétence fondamentale autour de laquelle s'articule une grande partie du développement du jeune enfant. L'acte locomoteur, du latin *motio* (« motion, mouvement ») et *loco* (« du lieu »), soit « mouvement d'un lieu vers un autre » lui ouvre en effet des capacités totalement nouvelles d'interactions avec son environnement, dans un espace quasiment infini.

Chez les mammifères placentaires terrestres, l'acquisition de la locomotion autonome correspond généralement au moment où l'animal est capable de se déplacer sur ses quatre pattes, parfois dès la naissance et la plupart du temps dès le premier mois de vie. Chez l'homme, l'avènement de la locomotion autonome est beaucoup plus tardif. Bien que des variations importantes existent selon les individus et les différentes cultures, il est communément admis que le jeune enfant acquiert la possibilité de se déplacer à quatre pattes entre 6 et 10 mois après sa naissance et commence à marcher sur ses deux jambes¹ en moyenne vers l'âge de 11 à 14 mois (Bayley, 2006). Cependant, ce n'est qu'après plusieurs années et plusieurs étapes que l'homme acquiert une locomotion adulte, laquelle reste soumise à de nombreuses modifications au cours de sa vie, en particulier avec le vieillissement.

L'émergence de la locomotion indépendante, qu'elle soit quadrupède ou bipède, ouvre non seulement un nouvel espace de couplages réciproques entre action et perception mais joue un rôle déterminant sur de nombreux domaines du développement. Elle entraîne en effet des changements considérables sur le plan morphologique, postural et moteur de l'enfant, mais aussi sur son développement perceptif, cognitif, émotionnel et social (voir Campos et al. 2000 pour une revue). Certains de ces changements sont visibles quelques semaines après l'avènement de la locomotion, d'autres sont plus progressifs, pouvant s'étendre sur plusieurs années.

¹ La jambe au sens stricte du terme désigne la portion de chaque membre inférieur du corps humain qui se situe entre le genou et la cheville. Par souci d'utiliser le sens commun du mot, le mot jambe dans cette thèse désigne la totalité du membre inférieur.

1.1 L'importance de la locomotion sur le développement psychologique du nourrisson²

Le but de cette première section n'est pas de décrire les très nombreuses études relatives au développement de la locomotion bipède et de ses conséquences à plus ou moins long terme chez l'enfant et l'adulte, mais d'aborder les différents effets de l'acquisition d'un déplacement autonome sur le développement psychologique précoce du nourrisson. Beaucoup moins d'études ont été conduites sur cette question, pourtant, leurs résultats mettent en lumière qu'après seulement quelques semaines de pratique locomotrice, le nourrisson modifie considérablement ses relations avec son environnement.

Pour Margaret Mahler et ses collaborateurs, l'avènement de la locomotion bipède marque la véritable « naissance psychologique » du nourrisson (Mahler, Pine, & Bergman, 1975). Joseph Campos et ses collaborateurs considèrent que ce n'est pas la marche bipède en elle-même qui représente cette étape fondamentale mais le fait d'acquérir la capacité à se déplacer de manière autonome, ce qui, chez plus de 70-80% des nourrissons, s'effectue au moment de la marche quadrupède.

Quels sont les nouveaux développements qu'amène l'avènement de la locomotion ? La grande majorité des travaux sur cette question concerne les effets de la locomotion quadrupède (e.g. Uchiyama et al. 2008; Dahl et al. 2013; J. J. Campos, Anderson, et Telzrow 2009; Rivera 2014; voir J. Campos et al. 2000 et Anderson et al. 2013 pour des revues). En comparant des nourrissons locomoteurs quadrupèdes versus non locomoteurs du même âge, en effectuant des études longitudinales, ou encore en étudiant des populations d'enfants présentant un retard à la marche mais sans déficit cérébral, ces auteurs ont montré que l'avènement de la locomotion quadrupède développe la mémoire et l'orientation spatiale, la perception des distances et la perception de ses propres mouvements par l'enfant.

L'avènement de la locomotion quadrupède marque également un changement dans les relations du nourrisson avec son environnement social. Le nourrisson sort en effet de son espace péri-personnel,

² Au sens strict le nourrisson qualifie un enfant qui est nourri par allaitement, par souci de s'approcher du sens commun le mot nourrisson sera utilisé dans cette thèse pour désigner l'enfant qui n'est plus un nouveau-né, mais qui ne marche pas encore debout.

où ses actions étaient déterminées par ses capacités à atteindre des objets à portée de main, pour passer à un espace où il peut s'aventurer sur de longues distances. En conséquence, l'enfant reçoit soudainement une quantité bien plus importante d'attention et de communication verbale de la part des adultes, dans le but de guider ou de restreindre son exploration de l'environnement. Parallèlement, afin de garder un contact à distance avec ses parents, le nourrisson est lui aussi obligé d'utiliser de nouvelles stratégies de communication. Pour se faire, il développe considérablement ses compétences de « social referencing » (référencement social) lorsqu'il devient locomoteur, se tournant beaucoup plus souvent vers un adulte, même éloigné, afin d'obtenir son approbation ou sa désapprobation quant à l'action qu'il veut engager.

L'avènement de la locomotion marque également l'émergence d'une autre activité, qui correspond à la capacité du nourrisson de suivre du regard une scène que lui montre un adulte et qui se situe dans un espace lointain. Cette compétence, encore appelée « joint visual attention » en anglais (attention visuelle jointe), est déterminante pour le développement cognitif du nourrisson, lui permettant d'appréhender les explications de l'adulte sur des situations qui ne sont plus limitées à l'espace péri-personnel proche de l'enfant. Bien évidemment, le développement de la communication commence bien avant l'acquisition de la propulsion quadrupède et continue toute la vie. Toutefois cette nouvelle compétence motrice entraîne un changement majeur dans les relations sociales du nourrisson et dans son rapport aux autres. Il récolte une augmentation considérable d'attention, d'encouragements, d'échanges gestuels etc., qui entraînent de profondes modifications dans sa façon d'interagir avec l'autre mais aussi dans la sphère socio-émotionnelle de toute la famille.

Si la grande majorité des travaux résumés ci-dessus concerne les effets de l'émergence de la marche quadrupède chez le nourrisson de 8-9 mois, les auteurs de ces études notent que l'acquisition de la locomotion quadrupède n'est pas le facteur forcément causal ni unique à l'origine des changements psychologiques du nourrisson. Leur point de vue est que l'avènement de la marche quadrupède agit essentiellement comme un facteur facilitateur, en amenant le nourrisson à explorer activement l'environnement distant. Ce sont les expériences générées par cette exploration active qui vont provoquer des modifications de son développement psychologique.

Enfin, ces auteurs notent que les mécanismes présidant au développement psychologique ne font pas intervenir qu'un seul facteur mais le plus souvent plusieurs facteurs agissant en association

dans une relation dynamique. Ils ont ainsi montré que plusieurs semaines de pratique de la marche quadrupède amène le nourrisson à éviter une falaise visuelle et que la sensibilité aux flux périphériques visuels développées par ses nouvelles compétences locomotrices lui permet d'acquiescer ce comportement d'évitement (Dahl et al., 2013).

La locomotion bipède peut probablement, elle aussi, amener de profonds changements psychologiques, mais les études comparatives entre locomoteurs et non locomoteurs bipèdes ainsi que les études longitudinales sont encore rares sur ce sujet. Plusieurs études du groupe de Campos ont cependant récemment montré que l'avènement et la pratique de la marche bipède renforçait la communication verbale à distance et était un facteur facilitateur du développement du langage de l'enfant (He, Walle, & Campos, 2015; Walle, 2016; Walle & Campos, 2014).

En conclusion, en permettant au nourrisson d'explorer de manière active un large environnement, l'avènement de la locomotion provoque de profonds changements dans son développement psychologique, lui ouvrant un espace immensément vaste pour construire de nouvelles interactions réciproques entre perception et action. La locomotion étant un événement crucial dans le développement précoce du nourrisson et de l'adulte futur, il n'est donc pas surprenant que de nombreux chercheurs, de différentes disciplines, se soient intéressés à l'ontogénèse de ses précurseurs chez le nourrisson, afin de comprendre quels sont les facteurs clefs qui président à son émergence et à son développement. Ces études théoriques ont également des conséquences directes d'un point de vue clinique. Etudier les précurseurs de la marche permet en effet de cibler les paramètres qu'il est important de considérer, lors d'interventions pour prévenir des anomalies du développement locomoteur ou encore lors de la mise en place de programmes d'entraînement précoce à la marche chez des enfants risquant de développer des retards ou atypies.

Les questions sur les précurseurs potentiels de la marche sont traitées dans les sections suivantes en abordant successivement :

- Les études sur la marche érigée primitive ou *stepping* (de « l'action de faire des pas » en anglais) du nouveau-né³ et du nourrisson, un des comportements les plus étudiés comme précurseur possible de la marche mature :

³ Le nouveau-né est par définition un enfant qui vient de naître, il est considéré nouveau-né durant tout le premier mois de vie.

- les études ayant permis de poser les bases des origines de la locomotion, des facteurs qui la contrôlent et de son éventuel lien avec la marche mature
- les limites de ces études sur le *stepping* et les arguments pour favoriser plutôt les études sur la mobilité quadrupède néonatale ou *crawling* (de « *l'action de ramper, de se traîner* » en anglais) et de son développement : une activité très peu étudiée et qui pourtant est naturelle au nouveau-né et dont le développement pourrait être également potentiellement en lien avec la marche quadrupède puis bipède mature
- Les questions que posent la bipédie et la quadrupédie chez l'Homme
- Les études sur la mobilité quadrupède chez le nourrisson de 8-10 mois
- Les études sur la mobilité quadrupède à la naissance
- Les questions qui émergent de ces différentes études et celles qui seront abordées dans cette thèse

1.2 Les études sur la marche érigée primitive dite « *stepping* »

Cette section n'a pas pour but d'être exhaustive, mais de mettre en lumière certains débats actuels et les questions qu'ils soulèvent, concernant les facteurs importants pour l'expression de cette activité, depuis la naissance jusqu'à l'émergence de la marche bipède chez le nourrisson.

La marche automatique du nouveau-né, encore appelée « *stepping reflex* » dans la littérature, pour « l'action de faire des pas de manière réflexive » ou parfois seulement « *stepping* » selon les auteurs, a été le sujet de nombreuses études, à l'inverse de la mobilité quadrupède précoce ou de la marche à quatre pattes mature.

André-Thomas, neuropédiatre français qui, dans les années 1950, a observé en détail le développement sensori-moteur du nourrisson, décrit le déclenchement de ce comportement de la manière suivante : « maintenu en position érigée sous les aisselles, le nouveau-né est d'abord soulevé, puis les pieds sont placés sur une surface solide permettant un contact puis un appui. Un redressement du tronc est alors observé. Il est suivi d'une légère inflexion du tronc sur l'avant, qui, alliée à une poussée, déclenche les mouvements alternés des membres inférieurs, en synergie, avec une rythmicité et une coordination » (Andre-Thomas & Dargassies, 1952).

L'intérêt pour le stepping néonatal vient sans doute du fait qu'il présente d'étonnantes similitudes avec la marche bipède mature. De plus, un certain nombre de chercheurs le considère comme un excellent moyen d'étudier la marche bipède rythmique et stéréotypée de l'adulte s'exprimant lorsque la moelle épinière est sectionnée et qui serait sous le contrôle de centres générateurs de patterns (CPG⁴ en anglais). Ces CPG sont des réseaux d'interneurones situés dans la moelle épinière, qui génèrent la rythmicité de la locomotion et ne nécessitent pas de contrôle cortical, bien qu'ils soient sensibles aux stimulations sensorielles en particulier des jambes (Dietz, 2003). L'idée que le stepping néonatal soit contrôlé par ces CPG s'appuie sur le fait que le nouveau-né aurait peu, ou pas, de connexions cortico-spinales à même de contrôler ses mouvements de jambes. Situation qui ressemblerait à celle de l'adulte dont la moelle épinière est sectionnée. Ce point de vue s'appuie également sur certaines études qui décrivent le stepping comme une activité effectivement stéréotypée, présentant peu de variabilité intra-sujet, aussi bien au niveau du pattern observé, que des signaux électromyographiques (EMG) émis lors de ces patterns (Dominici et al., 2011). Ce point de vue est également dans la lignée des maturationnistes de la fin du XX^{ème} siècle, qui classaient la marche primitive du nouveau-né parmi les réflexes archaïques sous-corticaux évidents à la naissance, mais disparaissant rapidement sous l'influence du développement cortical et sans aucun lien avec la marche mature.

Ce point de vue est encore majoritairement prévalent chez de nombreux cliniciens, mais est actuellement le sujet d'un intense débat avec d'autres groupes de recherche qui considèrent, à l'inverse des premiers, que la marche primitive du nouveau-né est loin d'être un simple réflexe et/ou une activité stéréotypée, qu'elle présenterait au contraire des patterns très variables chez un même sujet et également entre les nourrissons, qu'elle serait stimulable et modifiable par de nombreux facteurs, dont certains sont supra spinaux, qu'elle ne disparaîtrait pas sous l'influence de la maturation du cortex mais par l'influence de facteurs biomécaniques et, enfin, que cette marche primitive du nouveau-né serait potentiellement en lien avec la marche bipède mature.

⁴ Acronyme de *Central Pattern Generator*

1.2.1 Le *stepping* : un pattern stéréotypé ou un pattern varié ?

En observant des nourrissons effectuant des mouvements de jambes en position érigée depuis la naissance jusqu'à l'émergence de la locomotion bipède, Myrtle McGraw a décrit pour la première fois les différentes étapes de cette activité au cours du développement (McGraw, 1940). Elle a ainsi décrit sept phases : 1) le *stepping* du nouveau-né, 2) la disparition du *stepping* vers deux mois, 3) une phase transitoire pendant laquelle le *stepping* n'est plus exprimé, 4) une phase où le nourrisson recommence à effectuer du *stepping* avec des pas sur place de manière délibérée vers 6 mois, 5) l'émergence de pas indépendants vers 8-10 mois, 6) le passage d'une marche avec le talon à une marche faisant intervenir les extrémités du pied, 7) la marche mature bipède. A cette époque, elle a attribué ces phases à un mécanisme de maturation du cortex, prenant le pas progressivement sur le système sous-cortical et expliquant pourquoi le *stepping* du nouveau-né, contrôlé par le sous-cortical, disparaissait pour laisser la place quelques mois plus tard à l'émergence d'un *stepping* puis d'une locomotion contrôlée par le cortex (McGraw, 1932, 1940). Malgré sa position maturationniste, McGraw a noté que d'importantes variations interindividuelles existaient dans le pattern du *stepping* et dans l'organisation temporelle de ces phases, qu'elle a attribuées à un rôle possible des expériences du nourrisson avec son environnement.

Récemment, plusieurs auteurs ont également souligné les importantes variations interindividuelles mais également intra-individuelles qui existent dans la marche érigée du nourrisson, en particulier dans des études effectuées sur tapis roulant entre les âges de 2 et 10 mois (voir Thelen et Ulrich 1991 et Teulier, Barbu-Roth, et Anderson 2013 pour une revue). Les nourrissons dont le *stepping* est supposé avoir disparu sont tout à fait capables d'effectuer des pas coordonnés et alternés lorsqu'ils sont soutenus sur un tapis roulant. Loin d'être stéréotypée, cette marche sur tapis roulant montre une remarquable plasticité, les nourrissons étant capables d'adapter leurs pas à de nombreuses modifications comme la vitesse du tapis (Thelen et Smith 1994) ou sa direction (Lamb & Yang, 2000), ou encore, des perturbations répétées (Pang, Lam, & Yang, 2003). De plus des études récentes sur les profils EMG correspondants à cette marche sur tapis roulant montrent que, loin d'être stables et stéréotypés, ces profils sont au contraire très variables aussi bien en intra qu'en interindividuel, spécialement chez les plus jeunes nourrissons (Teulier et al. 2012). Ces résultats ne sont pas en contradiction avec ceux de l'équipe de Yuri Ivanenko (Dominici et al., 2011) qui a extrait deux patterns EMG stables et communs à tous les nouveau-nés marchant sur une surface

solide, ces patterns étant maintenus chez l'enfant au cours du développement et chez l'adulte. En effet, il est tout à fait possible que, comme chez l'adulte, le stepping du nouveau-né soit le résultat de stimulations par différentes sources et que ces deux patterns trouvés par l'équipe d'Ivanenko ne représentent qu'une partie des multiples patterns du stepping néonatal.

En conclusion, ces différents résultats suggèrent que même si certains patterns du stepping du nouveau-né et du nourrisson pourraient potentiellement être activés par des CPG, la large majorité des patterns locomoteurs générés lorsque le nouveau-né et le nourrisson sont maintenus en position verticale est très variable et contredit l'idée que le stepping est uniquement un réflexe spinal stéréotypé.

1.2.2 Le *stepping* peut-il être contrôlé à un niveau cortical?

Un autre argument avancé en faveur d'un stepping uniquement spinal, et donc possiblement généré par un réseau CPG, est le fait que chez le nouveau-né, les connexions corticales avec les centres spinaux générant des mouvements de jambes, sont quasi-inexistantes. Cet argument a été souvent avancé dans des études montrant qu'il était possible de générer un stepping chez des nouveau-nés décérébrés (Peiper 1964). Cependant, d'autres auteurs présentent des résultats inverses et n'obtiennent aucun stepping chez ces enfants (Katona, 1989). Par ailleurs, certaines évidences sur l'existence des trajets cortico-spinaux, fonctionnels dès la naissance, ont été montrées (Eyre, Miller, Clowre, Conway, & Watts, 2000).

Enfin Hoshinori Kanazawa, lors de ses travaux de thèse, a tout récemment identifié par enregistrement électroencéphalographique (EEG), des activations dans le cortex moteur primaire de nouveau-nés, qui sont corrélées aux EMG induits par les contractions musculaires des jambes, et ceci, dès la naissance (Kanazawa et al., 2014). Même si ces travaux n'ont pas été effectués sur l'activité de stepping, mais sur des enfants en position allongée sur le dos effectuant des mouvements spontanés de pédalage (« kicking »), ces résultats, observés chez 12 nouveaux nés, dont 65% prématurés, montrent que le cortex peut intervenir dans les mouvements des jambes dès la naissance et potentiellement chez le fœtus. Si l'on se place dans la théorie du cerveau triunique de Paul MacLean (MacLean, 1990), le contrôle de la motricité du nouveau-né a d'abord été attribué au cerveau reptilien (e.g. McGraw 1932), puis limbique (e.g. Katona 1988), mais jamais une étude

n'avait mis en évidence un contrôle assuré par le néocortex si tôt. En effet, depuis les observations de Jesse Conel dans les années 1940, montrant que les structures corticales du nourrisson étaient très peu développées et ce, particulièrement dans les aires motrices associées à la jambe (Conel, 1941), personne n'avait publié quoi que ce soit impliquant le cortex dans les mouvements de jambes du nouveau-né, celui-ci étant toujours considéré comme trop immature pour disposer d'un tel couplage.

Quelle que soit la réelle nature du stepping, il est indéniablement déjà sensible à plusieurs modalités sensorielles et perceptives comme l'état d'excitation, ainsi que des stimulations haptiques ou visuelles.

1.2.2.1 Effet de l'excitation

Dans sa célèbre description des différents stades d'éveil du nouveau-né, Prechtl observe une relation positive entre l'état d'éveil et la réponse à un stimulus (Prechtl 1974). L'équipe de Thelen observe plus tard une relation positive entre l'état d'éveil et le comportement de stepping (Esther Thelen et al. 1982; Thelen, Fisher, et Ridley-Johnson 1984). D'après ces chercheurs, qui observent des réponses différentes de stepping selon les morphologies des nouveau-nés, cette différence ne s'observe pas quand les nouveau-nés sont très excités. Selon eux, un haut degré d'excitation accroît le nombre de motoneurones recrutés. Ainsi, quand les nouveau-nés sont moins excités, ceux qui sont les plus lourds font le moins de pas, et inversement, les plus légers font le plus de pas. Plus tard encore, l'équipe de Prechtl observe une relation positive entre l'état d'éveil et la fréquence et l'énergie des mouvements lors d'une étude électromyographique sur 8 nouveau-nés (Hadders-Algra, Nakae, Van Eykern, Klip-Van den Nieuwendijk, & Prechtl, 1993). Enfin, l'équipe de Siekerman observe une corrélation positive entre le nombre de cycles de pas produits par les jambes et la quantité de pleurs, lors de la marche érigée du nouveau-né testée sur tapis roulant (Siekerman et al., 2015). Le comportement de stepping dépend donc du contexte d'éveil du nouveau-né, ce qui le différencie largement des autres réflexes archaïques.

1.2.2.2 Effet de stimulations somesthésiques

Chez des nourrissons de 7 mois, Thelen observe que l'utilisation d'un tapis roulant augmente le nombre de pas obtenu en position de stepping (Thelen 1986). Comme cité précédemment, Esther Thelen et Beverley Ulrich ont ensuite conduit une étude cinématique et longitudinale portant sur

les mouvements produits par des enfants qui sont suivis à partir d'un mois, jusqu'à environ 8-9 mois (Thelen et Ulrich 1991). Elles montrent que l'utilisation du tapis roulant fait décroître la variabilité et génère plus de mouvements complexes de coordination inter et intra membre. L'utilisation du tapis roulant fait produire au nourrisson des patterns de mouvements qui paraissent plus matures et dont la variabilité est plus faible. Ces observations, seront reproduites et précisées par les travaux de l'équipe de Jaynie Yang, montrant notamment que des nourrissons maintenus érigés sur un tapis roulant sont capables d'adapter leur marche à de nombreuses vitesses, et ce, dans différentes directions (Lamb & Yang, 2000; Pang et al., 2003; Yang et al., 2004).

A l'inverse, Siekerman et ses collaborateurs observent qu'à 3 jours de vie, les nouveau-nés ne sont pas capables d'adapter leur stepping à différentes vitesses d'un tapis roulant (Siekerman et al., 2015). Ce qui, pour ces auteurs, suggère que le stepping néonatal ne ressemble pas au stepping généré sur tapis roulant chez l'animal dont la moelle épinière a été sectionnée. Par contre, la qualité des pas est profondément modifiée par le déplacement du tapis avec un passage d'un type de pas verticaux ou « pompes » à des pas locomoteurs.

Le fait que, chez les nourrissons plus âgés, l'activité motrice spécifique vienne renforcer les patterns moteurs déjà existants et que chez les nouveau-nés le tapis roulant permette d'augmenter les pas locomoteurs, font de l'utilisation du tapis roulant un bon outil d'entraînement pour les enfants risquant de développer un retard locomoteur (Vereijken & Thelen, 1997). Ainsi, l'utilisation d'un tapis roulant dès les premiers mois de vie, donne de très bons résultats sur le développement locomoteur des enfants porteurs du syndrome de Down (trisomie 21) (Ulrich, Ulrich, Angulo-Kinzler, & Yun, 2001; Wu, Looper, Ulrich, Ulrich, & Angulo-Barroso, 2007), mais aussi nés prématurément, bien que les effets soient moins probants (Bodkin, Baxter, et Heriza 2003; Angulo-Barroso et al. 2013). Ceci suggère que le stepping est adaptable au contexte environnemental somesthésique qu'apporte le tapis roulant au contact des membres inférieurs.

1.2.2.3 Effet de stimulations visuelles

Les études récentes effectuées par l'équipe de Barbu-Roth, montrent que le stepping des nouveau-nés est aussi sensible et adaptable à des perceptions visuelles (Barbu-Roth et al., 2009, 2014; Barbu-Roth, Anderson, Saulton, & Huet, 2016).

En maintenant en l'air des nouveau-nés de trois jours (voir Figure 1) et en projetant sous leurs pieds des flux optiques qui simulent leur déplacement vers l'avant ou vers l'arrière, l'équipe a montré que la projection de ces flux optiques déclenche des mouvements de pédalage en l'air significativement supérieurs à ceux déclenchés dans une condition sans flux ou une condition de flux rotatif (Barbu-Roth et al., 2009, 2014). Ce résultat est sensiblement plus fort pour les flux simulant un déplacement vers l'avant que vers l'arrière. De plus, le nombre de pas déclenchés en l'air par les flux optiques est comparable au nombre de pas déclenchés par une stimulation tactile des pieds sur une table. Ce qui suggère que les deux types de stimulations ont des effets similaires. Cette hypothèse est renforcée par le fait que les pas en l'air avec flux optiques et les pas sur le sol présentent des caractéristiques cinématiques tout à fait similaires (Barbu-Roth et al. 2014). Ces premières études, suggérant qu'il existe un couplage primitif entre stepping et vision, dès la naissance, sont en accord avec les résultats du groupe de Jouen, montrant que les nouveau-nés sont capables d'ajuster la posture de leur tête à différentes vitesses de flux optiques (Jouen, Lepecq, Gapenne, & Bertenthal, 2000).

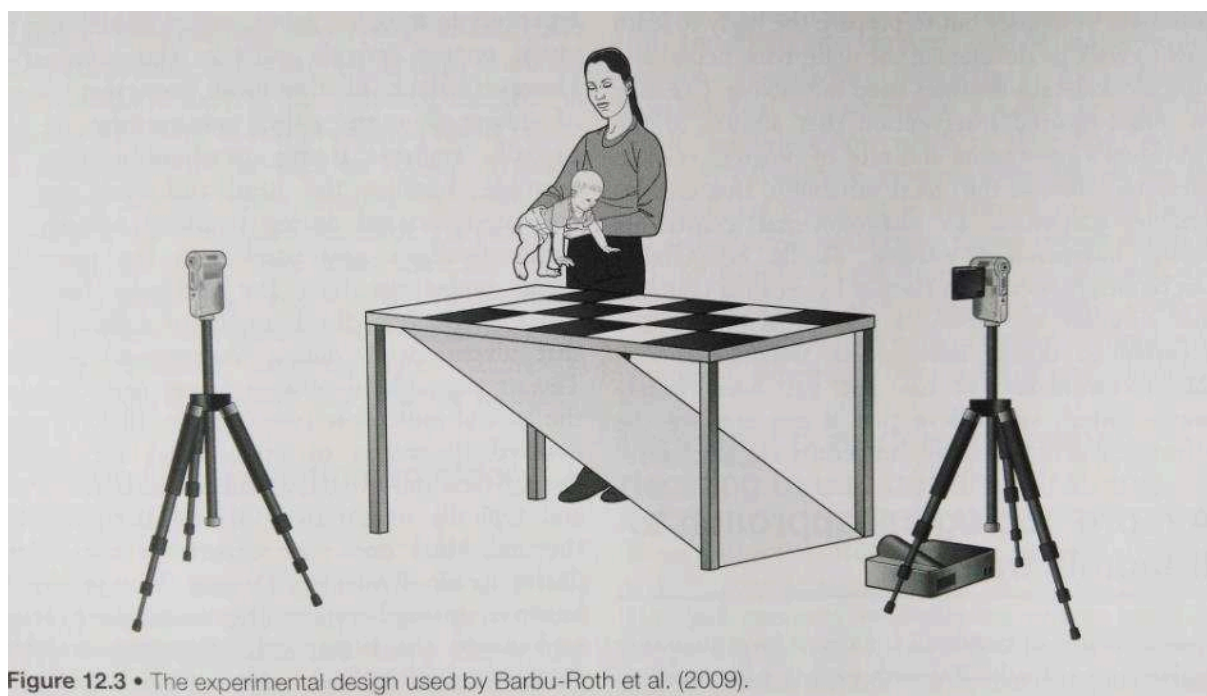


Figure 1: Illustration représentant le design expérimental de Barbu Roth et al. (2009), extraite du livre Cerebral Palsy in Infant, Sheperd 2013, chapitre Treadmill training in early infancy (Teulier et al., 2013)

L'étape suivante était de savoir si les flux optiques pouvaient, non seulement remplacer des stimulations tactiles lorsque le nouveau-né était en l'air, mais aussi augmenter le stepping tactile. Dans une récente étude, il est observé qu'effectivement, l'addition de flux optiques (cercles noirs se déplaçant avec 100 % de cohérence sur un fond blanc) sous les pieds d'un nouveau-né effectuant du stepping sur un matelas, augmentait significativement le nombre de ses pas. Cet effet est spécifique aux flux simulant un déplacement vers l'avant et n'est en revanche pas observé, pour ceux simulant un déplacement vers l'arrière, ni pour un contrôle sans flux comprenant un pattern de même fréquence spatiale et temporelle, mais dont les cercles noirs se déplacent au hasard. Ces résultats confirment donc qu'un couplage précoce existe entre vision et stepping et que ce couplage est spécifique à la direction des flux (Barbu-Roth et al., 2016). Enfin, dans toutes ces études, l'effet des flux optiques a été dissocié d'un effet passant par une augmentation non spécifique du niveau d'excitation, puisque la durée des cris des nouveau-nés est identique quelles que soient les conditions de flux optiques ou les conditions sans flux.

De manière intéressante, ces résultats ont été reproduits chez des nourrissons plus âgés. Dès l'âge de deux mois, alors que le stepping a disparu, ils recommencent à effectuer des pas, une fois placés sur un tapis roulant. Dans ces conditions, il est observé qu'à l'ajout de flux optiques, dont la vitesse et la direction sont congruentes avec celles du tapis roulant, les nourrissons augmentent significativement leur nombre de pas (Moerchen et Saeed 2012; Pantall et al. 2011; Pantall, Teulier, et Ulrich 2012; Teulier et al. 2013).

Ces différents résultats suggèrent que dès la naissance et au cours du développement, l'activité de stepping peut être contrôlée à un niveau supra-spinal, résultats qui contredisent l'idée que le stepping serait une activité uniquement contrôlée par des CPG à un niveau spinal.

1.2.3 Le *stepping* disparaît-il vraiment à l'âge de deux mois ou est-il, au contraire, une activité précurseur, potentiellement en continuité avec la marche bipède mature ?

Classiquement, le stepping néonatal disparaît lors du développement aux alentours de deux mois, pour réapparaître ensuite entre le 6^{ème} et le 8^{ème} mois, avant l'émergence de la marche bipède (voir

les descriptions de McGraw 1932 citées en section 1.2.1; Forssberg 1985). Cette disparition est considérée comme un signe de maturation du cortex et la persistance au-delà de 2-3 mois comme le signe d'un dysfonctionnement cérébral (McGraw 1940; Dekaban, A. 1959; Molnar 1978; Menkes, Pine, et Lowman 1980; Fiorentino 1981, cités par Esther Thelen, Fisher, et Ridley-Johnson 1984). Toutefois plusieurs études ont montré que ce stepping, sous certaines conditions et chez un nourrisson tout à fait sain, peut être observé sans discontinuité jusqu'à l'émergence de la marche autonome.

Dans un premier temps, André-Thomas, observe dans les années 50 qu'un entraînement du stepping deux à trois fois par jour n'est pas en mesure d'en empêcher sa disparition (André-Thomas et Dargassies 1952). Cette observation s'inscrit alors en toute logique avec les thèses maturationnistes de l'époque. Toutefois, il publie en 1953 un court article dans la revue *La Presse Médicale*, où il suit l'entraînement quotidien d'une petite fille depuis sa naissance. Avec deux entraînements par jour, elle ne perd alors jamais son activité de stepping et acquiert les différentes étapes du développement moteur, marche bipède comprise, bien plus précocement qu'un enfant non entraîné (André-Thomas, 1953). Le fait est repris dans un ouvrage plus général sur la locomotion, paru et traduit en anglais dans les années 60 (André-Thomas et Autgaerden 1966 page 17).

Suivant cette première publication d'André-Thomas, Philip Zelazo et ses collaborateurs publient dans la revue *Science* dans les années 70 un article dans lequel ils entraînent aussi le stepping chaque jour pendant 5 min, cette fois sur 24 nouveau-nés (Zelazo, Zelazo, et Kolb 1972) sans citer André-Thomas. Ils montrent aussi et de façon plus rigoureuse, que, non seulement, le stepping ne disparaît pas, mais que l'émergence de la marche bipède s'observe plus précocement. Les résultats de l'article soulignent, de plus, que ce qui s'observe au cours de l'entraînement n'est pas un simple maintien, mais plutôt un développement et une progression quantitative et qualitative de la production motrice. Zelazo rajoutera plus tard que l'enfant entraîné prendrait du plaisir à se déplacer de façon érigée de manière journalière, ceci le motivant à augmenter qualitativement et quantitativement son nombre de pas quotidiens (Zelazo 1983).

La disparition du stepping est un des arguments forts des maturationnistes qui y voient l'effet d'une inhibition des réflexes archaïques. Dans les années 80, l'idée que le mouvement est tout autant produit par la masse, la rigidité et les propriétés d'inertie des membres, que par les processus neuro-

moteurs, commence à émerger (Kugler, Scott Kelso, et Turvey 1980; Kelso et al. 1980). Guidés par ces théories dynamiques du développement, Thelen et ses collaborateurs étudient le stepping et sa disparition. Ils publient alors les résultats de plusieurs expériences qui montrent que la disparition est due à des facteurs biomécaniques en relation avec la croissance du nourrisson et son développement morphologique (Thelen, 1983; Thelen et al., 1982).

Effectivement Samuel Fomon montre dans les années 60 que lors des 4 premiers mois de vie, la masse grasse de l'enfant augmente considérablement par rapport à sa masse maigre (Fomon 1967 voir Figure 2). Ce développement dissymétrique en faveur des masses grasses serait donc, selon les travaux de Thelen et de ses collaborateurs, la cause de la disparition du stepping. Ils observent d'ailleurs que si le nourrisson chez lequel le stepping a disparu, est mis en position horizontale sur le dos sur un tapis (Thelen, Bradshaw, et Ward 1981) ou bien à la verticale dans l'eau (Thelen, Fisher, et Ridley-Johnson 1984), ses mouvements alternés des deux jambes continuent à être produits tout au long du développement.

Récemment, une étude suggère que le stepping ne disparaîtrait pas uniquement en raison du poids des jambes difficiles à soulever (Barbu-Roth et al., 2015). En effet, si des enfants de 2-3 mois, chez lesquels le stepping sur tapis a disparu, sont soulevés en l'air, ils redeviennent tout à fait capables de faire de nombreux mouvements de pédalage en l'air, soulevant leurs jambes malgré la gravité. Or, si la disparition du stepping sur un tapis est attribuée au fait que les jambes deviennent trop lourdes pour se soulever contre la gravité (Thelen et al., 1984), les nourrissons devraient également être incapables de soulever leurs jambes lorsqu'ils sont en l'air. Barbu-Roth et ses collaborateurs avancent l'hypothèse que la disparition du stepping tactile ne serait pas due à des muscles fléchisseurs de jambes devenus trop faibles pour soulever le poids de la jambe, mais à un autre facteur biomécanique. Par manque de pratique dans les premiers mois de sa vie, le nourrisson perdrait la musculature des extenseurs de ses jambes et deviendrait ainsi incapable de porter son poids sur une seule jambe, capacité indispensable au stepping tactile et à la marche. Lorsqu'il est sur une surface solide, cela lui pose donc un problème pour effectuer du stepping. Par contre, il reste capable de faire du stepping en l'air puisqu'il n'a plus à soutenir son poids. Effectivement à partir de 2 mois les nourrissons prennent une posture verticale « en grenouille » avec leurs jambes en flexion lorsqu'ils sont soutenus sur une surface solide, suggérant la diminution de leurs extenseurs, à l'inverse des nouveau-nés.

De toute évidence ce comportement de stepping s'observe donc plus facilement lorsque les contraintes mécaniques environnementales, en particulier celles issues de la gravité sont plus faibles.

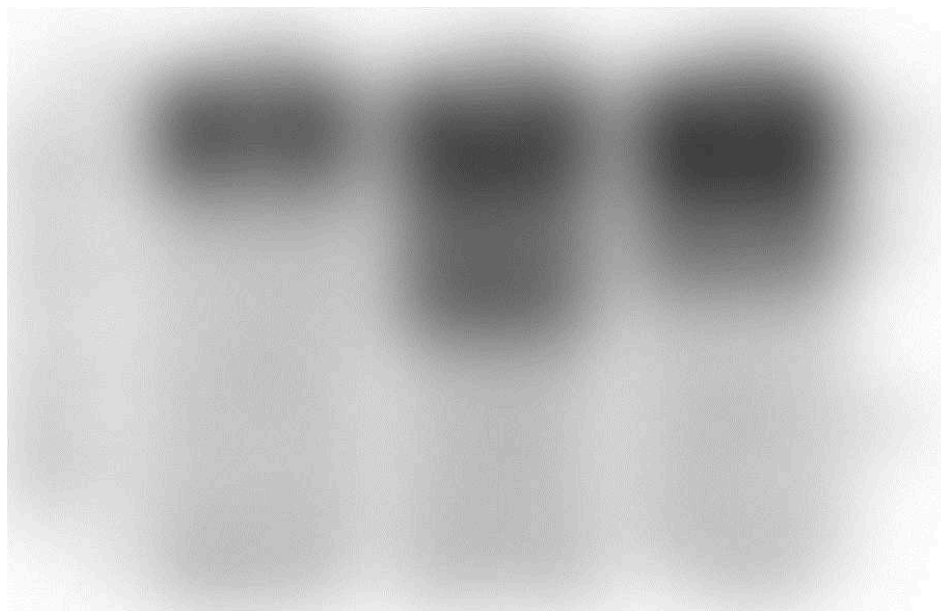


Figure 2 : Pourcentage de protéine (noir), lipide (gris foncé) et d'eau (gris clair) présentes dans le corps avant la naissance (1^{er} diagramme), de la naissance à 4 mois (2^{ème} diagramme) et de 4 mois à 1 an (3^{ème} diagramme). Graphique extrait de *Body composition of the male reference infant during the first year of life*, Fomon 1966

Selon l'équipe de Zelazo, le développement en forme de U⁵ quant à l'apparition, la disparition et la réapparition du comportement moteur du nourrisson, dans lequel s'insère le stepping, est peut être un artéfact dû à la pratique physique chez ces enfants (Zelazo, Zelazo, et Kolb 1972). En effet, dans nos cultures, la locomotion du nourrisson de moins de 6 mois n'est généralement pas stimulée et même plutôt évitée. Ceci, accentué par la nature du développement morphologique décrite par Fomon, suffirait donc à entraîner la disparition du stepping entre approximativement 2 et 7 mois. Au contraire, les études effectuées, mois après mois, tout au long de la première année du développement par Charles Super et Melvin Konner dans les populations africaines, montrent que la réponse au stepping peut ne pas disparaître. Plus particulièrement les deux auteurs montrent que dans les cultures où la marche et l'activité physique sont encouragées très tôt, la marche bipède est

⁵ « U shape » en anglais, car présent, puis absent puis de nouveaux présents, par analogie avec la courbe d'un graphique représentant l'observation du comportement au cours du temps.

acquise bien avant 12 mois, mais aussi que le stepping ne disparaît jamais (Super 1976; Konner 1973).

Parallèlement à ces observations comportementales, viennent s'ajouter d'autres arguments, soutenus par des techniques plus modernes, en faveur d'une nature identique entre le stepping observé à la naissance et celui observé plus tard. Dans l'étude parue dans la revue Science, qui a été citée précédemment, l'équipe de Youri Ivanenko a étudié les différents profils électromyographiques et cinématiques du stepping des nouveau-nés et les a comparés à des profils de la locomotion bipède observés chez des nourrissons, chez des enfants plus âgés, puis chez des adultes (Dominici et al., 2011). Ils ont ainsi identifié quatre patterns différents selon les temps d'appui, d'oscillation et les contractions musculaires associées à chacun des deux membres inférieurs en fonction du cycle de marche. Les résultats montrent que deux de ces quatre patterns sont présents dès la naissance et conservés jusqu'à l'âge adulte. Ainsi la façon dont le nouveau-né produit ses pas lors du stepping peut tout à fait être reliée à celle de la marche plus mature. Il faut noter que, de leur côté, ces auteurs interprètent leurs résultats comme suggérant que les patterns communs aux nouveau-nés et à l'adulte pourraient être dépendants d'une activation commune par des CPG présents dès la naissance.

Enfin, les expériences d'entraînement journalier sur tapis roulant chez l'enfant typique ou atypique confirment l'hypothèse qu'il existe une continuité entre stepping précoce et marche mature puisque là encore, l'entraînement, même commencé plus tardivement, engendre une émergence plus rapide et de meilleure qualité de la marche mature.

1.2.4 Conclusion

En conclusion, les nombreuses études sur l'activité de stepping chez le nouveau-né et le nourrisson, suggèrent qu'elle est un précurseur précoce de la marche mature et que son entraînement journalier, probablement le plus tôt possible, serait un moyen intéressant pour améliorer la locomotion bipède chez des enfants présentant des risques d'anomalies ou de retard. De plus, des facteurs comme des stimulations tactiles ou des flux optiques semblent tout à fait prometteurs pour faciliter le nombre et éventuellement la qualité des pas produits par le nouveau-né et le nourrisson. D'un point de vue théorique, le débat existe toujours pour savoir si cette marche primitive du nourrisson est contrôlée

ou non par des CPG mais si c'est le cas, les résultats actuels suggèrent fortement que l'ensemble des patterns de pas observés est largement variable, plastique et adaptable dès la naissance, à l'environnement et aux expériences du nourrisson. Les contraintes biomécaniques jouent un rôle important, en particulier celles de la posture en relation avec la gravité. Ce sujet est le centre des questions abordées dans la section suivante.

1.2.5 Les limites des études sur le *stepping* néonatal

Bien que les études sur le *stepping* aient apporté un éclairage nouveau sur les précurseurs de la marche mature et sur les facteurs importants pour une stimulation précoce, cette activité présente plusieurs problèmes.

Premièrement, le *stepping* nécessite toujours un expérimentateur pour maintenir le nourrisson dans une position érigée correcte et amener un déclenchement des pas. Cette intervention peut éventuellement être à l'origine de biais dans les études. Même s'il est bien connu des praticiens qu'il est difficile de provoquer du *stepping* chez un nourrisson qui n'est pas « réceptif », il est en effet éventuellement possible de modifier son *stepping* en modifiant le portage de son poids par exemple (Teulier. et al. 2012).

Deuxièmement, le portage du nourrisson en position érigée induit lui aussi un biais. Afin de maintenir fermement l'enfant debout, les expérimentateurs ont l'habitude de le maintenir sous les aisselles, bloquant ainsi tout mouvement éventuel des bras⁶. Or les bras peuvent jouer un rôle important dans la locomotion, même à un âge précoce, comme le suggèrent les études abordées dans les sections suivantes.

Troisièmement, d'un point de vue clinique, l'entraînement à la marche érigée dès les premiers mois pose également un problème. Elle nécessite en effet des personnes parfaitement formées, pour maintenir correctement l'enfant tout en soulageant son poids, en particulier sur un tapis roulant, afin que la gravité ne déforme pas son squelette de manière prématurée (tout particulièrement les hanches). Ce point est spécialement important pour des enfants présentant un risque de retard

⁶ De la même façon que pour la jambe, il sera utilisé dans cette thèse le sens commun du mot bras, étant le membre supérieur tout entier.

moteur et une hypotonie générale. Toutefois, avec un entraînement sur tapis roulant, encadré par des professionnels, il a été possible d'obtenir de très bons résultats sur des enfants trisomiques 21, comme cité précédemment (Ulrich et al., 2001).

Enfin, d'un point de vue théorique, le stepping n'est pas un moyen de locomotion naturel que le nouveau-né peut exercer lui-même à la naissance ou lors de son développement. Mettre le nouveau-né debout artificiellement et étudier sa marche bipède n'est-il pas se priver d'observer ses compétences locomotrices réelles ? Le nouveau-né est-il réellement bipède ou déjà préparé à l'être ? L'adulte lui-même n'est-il pas parfois quadrupède ? Quel rôle jouent les bras dans la locomotion bipède adulte ?

Ces différentes questions sont abordées rapidement dans la section suivante et seront développées plus en détail en ce qui concerne les études sur la mobilité quadrupède du nouveau-né et la marche quadrupède plus tardive du nourrisson.

1.3 Bipédie et quadrupédie chez l'homme

1.3.1 L'Homme naît-il bipède ?

Chez le fœtus, Ferenc Katona mais aussi Alessandra Piontelli, plus récemment, ont montré que les bras et les jambes participent à une propulsion primitive dès les 19-20^{èmes} semaines de gestation (Katona, communication personnelle, Piontelli 2010). Selon les positions qu'adopte le fœtus, les bras seuls ou les jambes seules, peuvent être utilisés comme appuis propulsifs. Mais lorsque l'environnement le permet et que les 4 membres sont libres de bouger, le fœtus sait tout à fait nager dans le liquide amniotique de façon quadrupède (voir Figure 3).

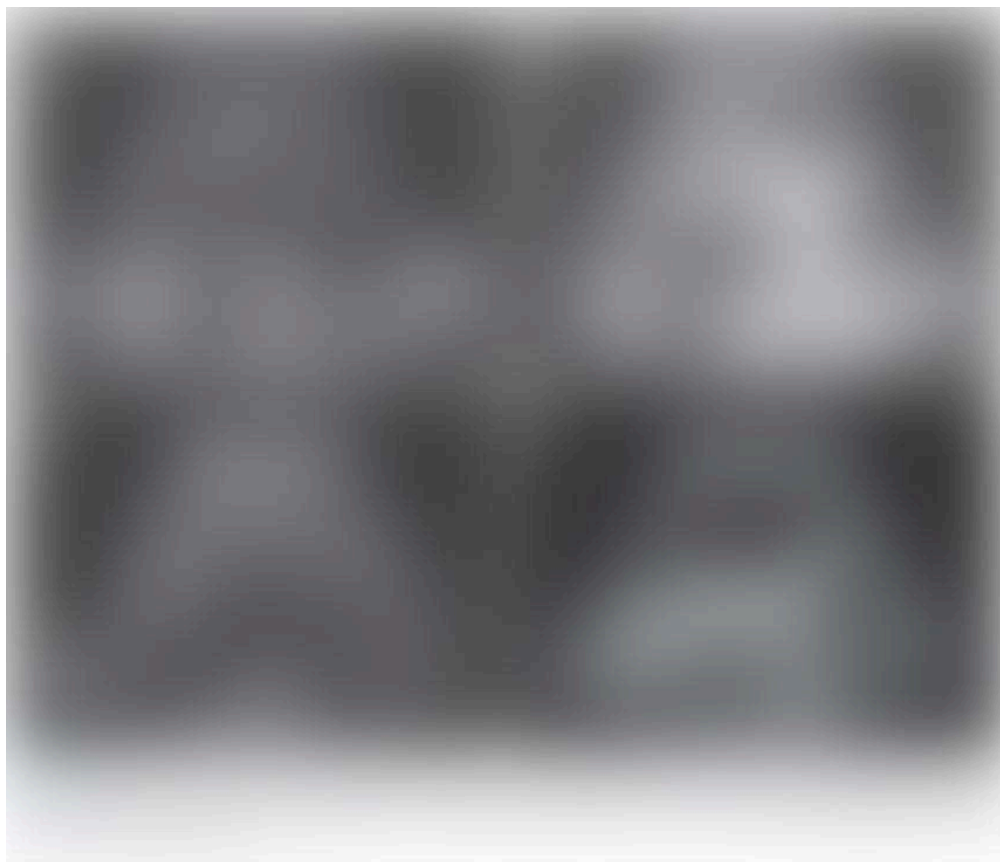


Figure 3: Echographies et leurs légendes montrant un fœtus faisant de la reptation.

[Légende : Mouvement de trot et de reptation. **a-c** : Fœtus de 20 semaines de gestation. Appuyé sur une surface (**b**) ou supporté par la tête (**a** et **c**), ce fœtus peut initier un mouvement de trot, particulièrement évident en **c**. **d**:Fœtus de 22 semaines de gestation. Pattern de reptation. La tête et l'abdomen sont supportés par le contact avec la paroi utérine. Les jambes sont libres de bouger dans la mesure de l'espace très limité qu'offre la cavité intra-utérine.]
Planches extraites de *Development of Normal Fetal Movements, the first 25 weeks of gestation*, Piontelli, 2010

À la naissance le stepping est uniquement déclenché parce que l'expérimentateur fait bénéficier le nouveau-né d'un soutien postural vertical. Par contre, comme cela sera décrit plus en détail dans les sections suivantes, il est possible pour le nouveau-né, laissé seul sur le ventre, de se déplacer de façon autonome sur de courtes distances. Les quelques auteurs qui ont étudié cette « reptation » néonatale s'accordent tous à dire, à l'exception de Margaret Blanton (Blanton, 1917), que les bras semblent impliqués dans le processus locomoteur. Les conditions dans lesquelles Blanton observe une propulsion, vers l'arrière de surcroît et produite par les seules jambes, ne sont que très peu décrites, et surtout, cette observation sur un seul nouveau-né, n'a jamais été renforcée par une autre étude en presque un siècle. Elle paraît ainsi négligeable. Il est donc hautement probable que le

nouveau-né humain naît quadrupède. Sa rencontre avec l'atmosphère mais surtout avec la gravité contraint l'expression de ce comportement locomoteur, mais celui-ci existe, indéniablement et sera largement décrit ci-dessous en section 1.5.

Lors du second semestre, lorsque la prise de muscle permet un meilleur maintien postural, le mode de locomotion quadrupède est, pour la grande majorité des nourrissons, la première forme de locomotion indépendante. Elle s'avère être souvent extrêmement efficace et permet au jeune enfant de basculer dans un nouveau rapport au monde⁷, plusieurs mois avant la marche bipède. Il est d'ailleurs intéressant de noter que l'être humain est la seule espèce à adopter, au cours de son développement, un mode de déplacement où l'articulation entre deux segments d'un membre, ici le genou, est utilisée comme appui principal de la propulsion (Mandujano, Muñoz-Ledo, & Sanchez-Perez, 2005) et que cette marche sur les mains et les genoux ou « hand and knee crawling » en anglais, comporte un schéma de coordination très proche de celui des animaux quadrupèdes (Patrick, Noah, & Yang, 2009). Toutefois, certains enfants expérimentent tout de même une propulsion quadrupède plantigrade semblable à l'animal (Adolph, Vereijken, & Denny, 1998; Gesell & Ames, 1940; Hrdlička, 1928). Ales Hrdlicka recense en 1928 une trentaine de cas d'enfants, adoptant ce comportement locomoteur, qu'il décrit comme très efficace (voir Figure 4), si bien que certains continuent de l'utiliser pendant plusieurs mois pour ne marcher sur les deux jambes que très tard, aux alentours du quinzième mois (Hrdlička, 1928). La santé de ces enfants, est décrite comme tout à fait normale.

⁷ Voir section 1.1 page 20



Figure 4: Enfants marchant à quatre pattes avec un appui par le pied et non par le genou à 11 (1), 8 (4) et 10 mois (7).

Photographie extraite de *Children Running on all Fours*, Hrdlicka, 1928

Par quelque chemin que ce soit, alors que tous les animaux acquièrent le mode de déplacement qu'ils utiliseront toute leur vie, dans les premiers jours de leur existence, il semble que l'être humain ne naisse pas bipède. Mais le devient-il vraiment ?

1.3.2 L'Homme est-il bipède ?

L'Homme adulte utilise occasionnellement des modes de déplacement quadrupède, lorsqu'il nage ou qu'il grimpe par exemple. Toutefois, ces comportements restent très marginaux et la plupart du temps, l'Homme utilise la bipédie. Cependant, que l'Homme ait adopté la bipédie quasi-permanente ne veut pas dire qu'il a totalement abandonné l'usage de ses membres supérieurs lors de cette locomotion. En effet, le balancement des bras observé lors de la marche humaine a été identifié, depuis très longtemps, comme partie intégrante de la locomotion bipède (Elftman, 1939; Gerby, 1828) sans que son rôle n'ait été parfaitement déterminé (voir Meyns, Bruijn, et Duysens

2013 pour une revue). L'équipe de Volker Dietz montre, par une étude de données cinématiques et électromyographiques effectuée sur des adultes, à quels points les mouvements entre les membres supérieurs et inférieurs sont coordonnés, quels que soient les modes de déplacement : marche bipède, nage ou marche à quatre pattes (Dietz, Fouad, et Bastiaanse 2001) (voir Figure 5). Aujourd'hui, les recherches dans ce domaine suggèrent que lors de la marche bipède, les bras et les jambes bénéficient non seulement de connexions neuronales communes, mais aussi qu'elles sont similaires avec celles que possèdent les animaux quadrupèdes et les autres primates (Dietz 2002; Zehr, Hundza, et Vasudevan 2009).

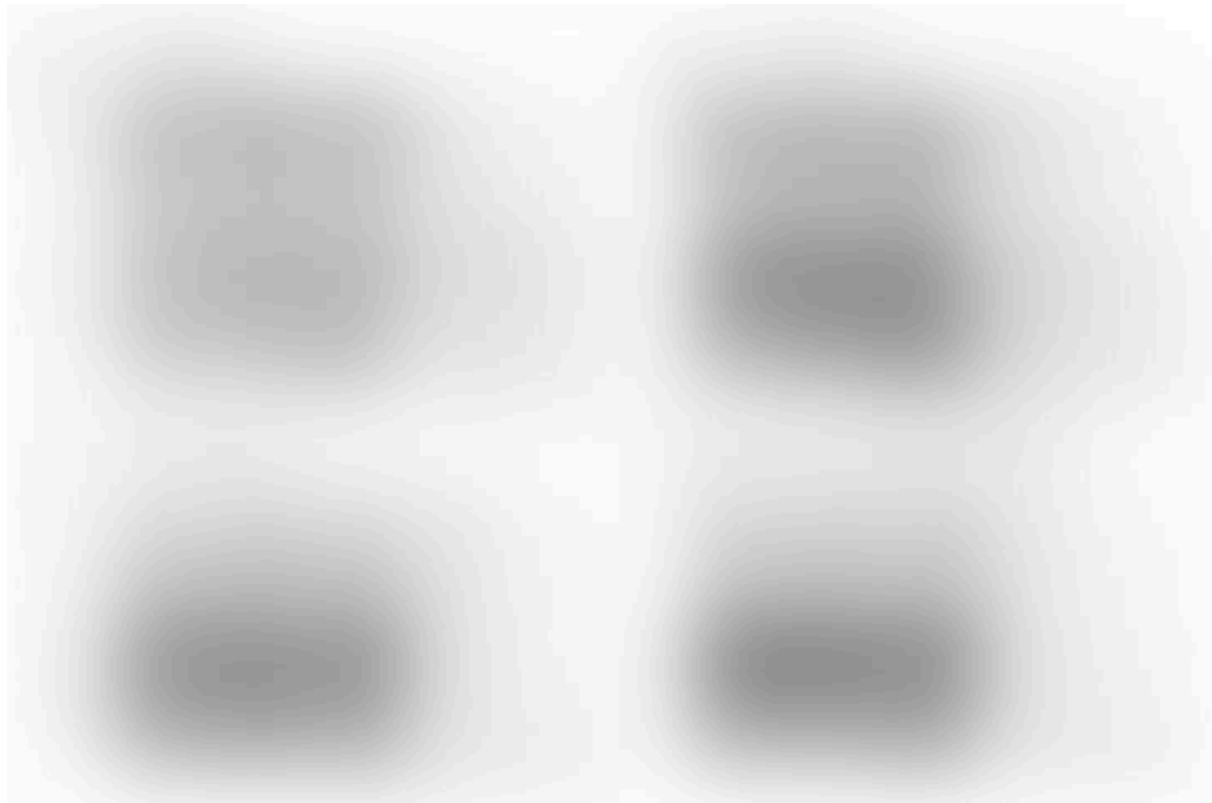


Figure 5 : Figure représentant, de haut en bas, les mouvements des bras, les mouvements des jambes, les EMG des bras et les EMG des jambes pour différents moyens de locomotion adulte ; a) la marche bipède, b) la marche à quatre pattes, c) la nage du crawl et d) la nage du crawl avec des palmes au pieds. Extraite de *Arm to leg coordination in humans during walking, creeping and swimming activities* (Wannier, Bastiaanse, Colombo, & Dietz, 2001)

En conclusion, l'Homme adulte se tient certes debout en appui sur ses membres inférieurs, qu'il utilise principalement comme organes locomoteurs, mais ses bras participent activement à ce comportement propulsif. Ainsi, si l'on considère la définition de la bipédie donnée par le dictionnaire Larousse comme étant une « locomotion des vertébrés terrestres qui n'utilisent pour progresser que le bipède postérieur » l'Homme ne serait pas parfaitement bipède. Toutefois, le but ici est plutôt de montrer que l'Homme ne perd jamais totalement son caractère d'animal quadrupède et non d'affirmer que l'Homme n'est pas bipède. Indéniablement, nous nous tenons sur nos deux pieds depuis 10 millions d'années et nous marchons exclusivement de cette façon depuis 4 millions d'années (Coppens, 2016). Pourtant, nous naissons toujours quadrupèdes comme il le sera détaillé plus loin. Qu'est-ce qui, au cours du développement, fait donc que nous abandonnons la marche à quatre pattes pour nous relever ?

1.3.3 Comment l'Homme devient-il bipède ?

La question est de savoir si après ces millions d'années de bipédie, cette façon de marcher est inscrite dans nos gènes ou si elle est encore un comportement qu'il nous faut apprendre ?

Depuis une dizaine d'années, plusieurs cas d'individus ou de familles entières, ayant adopté définitivement la marche quadrupède plantigrade, ont été décrits. Notamment dans des régions extrêmement pauvres de la Turquie (Humphrey, Skoyles, & Keynes, 2005; Tan, 2014; Türkmen et al., 2006). Plusieurs raisons sont invoquées par les auteurs de ces études, visant à expliquer ce comportement quadrupède adulte. Bien que de nombreux individus concernés soient porteurs de malformations du cervelet, d'origine génétique, conduisant à des déficiences de l'équilibre (Ozcelik et al., 2008), certains semblent présenter un développement neurologique tout à fait normal (Karaca, Tan, & Tan, 2012; Tan, 2014). Ces observations, effectuées tout de même sur très peu de sujets, qui ne sont pas sans rappeler celles des « enfants sauvages » ou « enfants loups » (Zingg & Singh, 1980) semblent montrer que certains êtres humains, dans certains contextes extrêmes, n'accèdent pas à la bipédie (voir Figure 6).

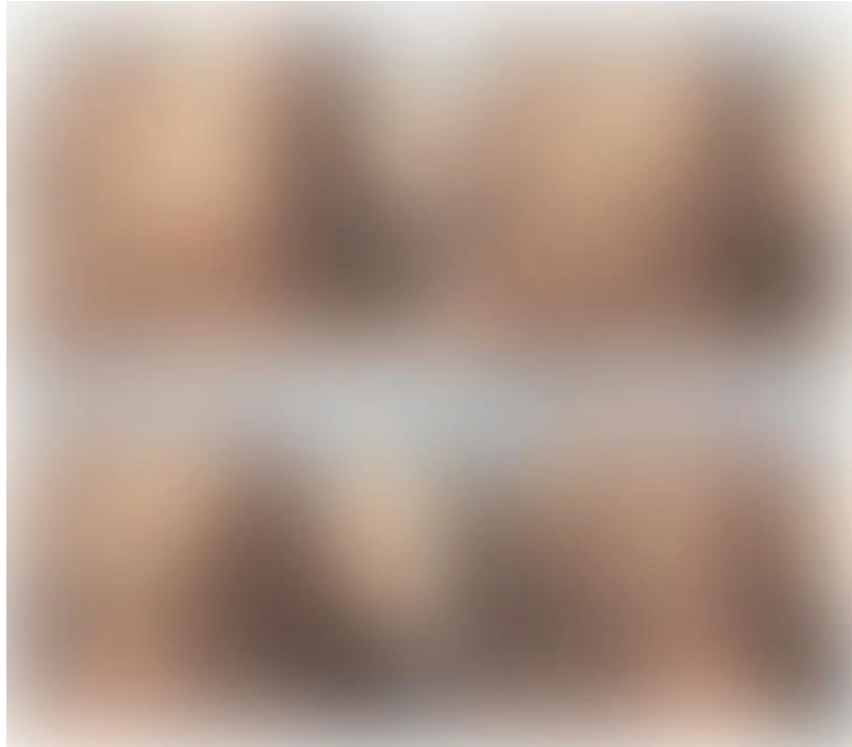


Figure 6: Homme de 28 ans ayant adopté la marche quadrupède exclusive. Photos extraites de *Human Hand-Walkers: Five Siblings Who Never Stood Up*, Humphrey et al. 2005

Quand bien même cet étrange quadrupédie pourrait être imputable à des malformations neuro-développementales (Herz, Boycott, & Parboosingh, 2008), elle ne pourrait l'être que partiellement. En effet, les personnes porteuses de différents genres de malformations liées à l'appareil vestibulaire et à l'équilibre en général, parviennent à marcher debout (Humphrey et al., 2005) et cela, même en cas de totale absence de cervelet (Titomanlio, Romano, & Del Giudice, 2005). Ainsi, il semble très probable que si ces personnes ne se relèvent pas, c'est que leur milieu socio-économique extrêmement pauvre ne les y encourage pas (Tan, 2014). Dans ses études sur les enfants qui courent à quatre pattes, Hrdlicka exprime l'idée que si les parents et les proches n'encourageaient pas leurs enfants à se relever, ceux-ci ne le feraient probablement pas, tant leur déplacement quadrupède est efficace et semble les satisfaire (Hrdlička, 1931).

Dans son livre *Comment sommes-nous devenus bipèdes*, Christine Tardieu montre à quel point le squelette d'un nouveau-né reste adapté à la quadrupédie, et comment, par l'effet de plusieurs années de pratique bipède, notamment de mise en charge du squelette à la verticale, celui-ci se

modifie, pour devenir celui de l'Homme bipède que l'on connaît. Elle développe en détail le modèle mécanique expliquant, par exemple, la formation de l'angle d'obliquité fémorale qui n'apparaît que parce que nous nous mettons debout. Selon son approche biomécanique, l'Homme ne naît pas bipède mais doit « oser la bipédie » (Tardieu 2012 page 82). Lors de l'étude sur les tristement célèbres « enfants placards » Boris Cyrulnik rapporte qu'en l'absence d'encouragement et de référencement social, les enfants même très âgés continuent de marcher à quatre pattes et ne se redressent pas (Cyrulnik, 1991).

1.3.4 Conclusion

En conclusion, il semble donc très probable que la bipédie de l'Homme ne soit pas directement inscrite dans son génome. L'implication des bras dans le processus locomoteur semble intervenir à tous les stades du développement de l'Homme, que ce soit lors de la marche bipède ou plus précocement, lors de la marche quadrupède du nourrisson de 8-10 mois et même du nouveau-né. Bien que cette quadrupédie soit essentielle à la propulsion précoce et adulte, elle a cependant été beaucoup moins étudiée que les processus de la bipédie. Pourtant, la quadrupédie néonatale, plus que le stepping, est peut-être un précurseur plus naturel de la marche quadrupède et bipède mature, comme il sera discuté dans les sections suivantes. De plus, elle résout certains problèmes posés par le stepping, qui ont été soulignés en section 1.2.5.

Afin d'aborder ces questions, il est nécessaire de décrire plus en détail les études sur la marche quadrupède mature à 8-10 mois et surtout la mobilité quadrupède du nouveau-né qui est le sujet de cette thèse.

1.4 La propulsion quadrupède mature

1.4.1 Description

Chez le nourrisson, la propulsion quadrupède fait le plus souvent référence à l'emblématique marche à quatre pattes émergeant au deuxième semestre de vie. De nombreux scientifiques se sont penchés depuis le début du siècle dernier sur l'ontogenèse de cette habileté propulsive. Dans cette section, le terme de propulsion quadrupède est utilisé par souci de simplicité, toutefois dans certains cas isolés, elle pourra faire référence à une ébauche de propulsion quadrupède, où les quatre membres ne seraient pas engagés de la même façon.

Dans le deuxième semestre de leur vie, la plupart des enfants expérimentent une propulsion quadrupède dont l'allure et l'âge d'acquisition peuvent être très variables. Toutefois, depuis les années 1980 il est communément admis, dans nos cultures occidentales, que 75% des enfants expérimentent la marche à quatre pattes avant 12 mois.

Lenoir Burnside, dans les années 1920 et dans le cadre de ses travaux de thèse, est l'auteur princeps des études sur la propulsion quadrupède de l'enfant. Il a observé 9 nourrissons qu'il a suivis longitudinalement au cours de leur développement locomoteur, sur des périodes de temps différentes pour chaque enfant. Il identifie un premier comportement qu'il nomme « crawling » et qu'il observe chez les enfants de 7,5 mois (Burnside, 1927). Ce mode de déplacement, où le ventre reste en contact permanent avec le sol, est de nos jours appelé « belly crawling » pour « rampement ventral » ou « reptation » en français. Burnside décrit ensuite un deuxième comportement dans lequel le ventre ne touche plus le sol et l'enfant se déplace sur ses quatre membres : c'est l'étape du creeping (« l'action de se glisser, de ramper » en français), dont il observe l'émergence à 10 mois et lors de laquelle la vitesse de déplacement et la coordination augmentent (voir Figure 7). Dans la littérature scientifique plus récente, cette étape est souvent appelée « hand and knee crawling » littéralement traduit par « rampement par les mains et les genoux » en français et qui correspond à la marche à quatre pattes communément décrite dans la littérature et par les pédiatres.

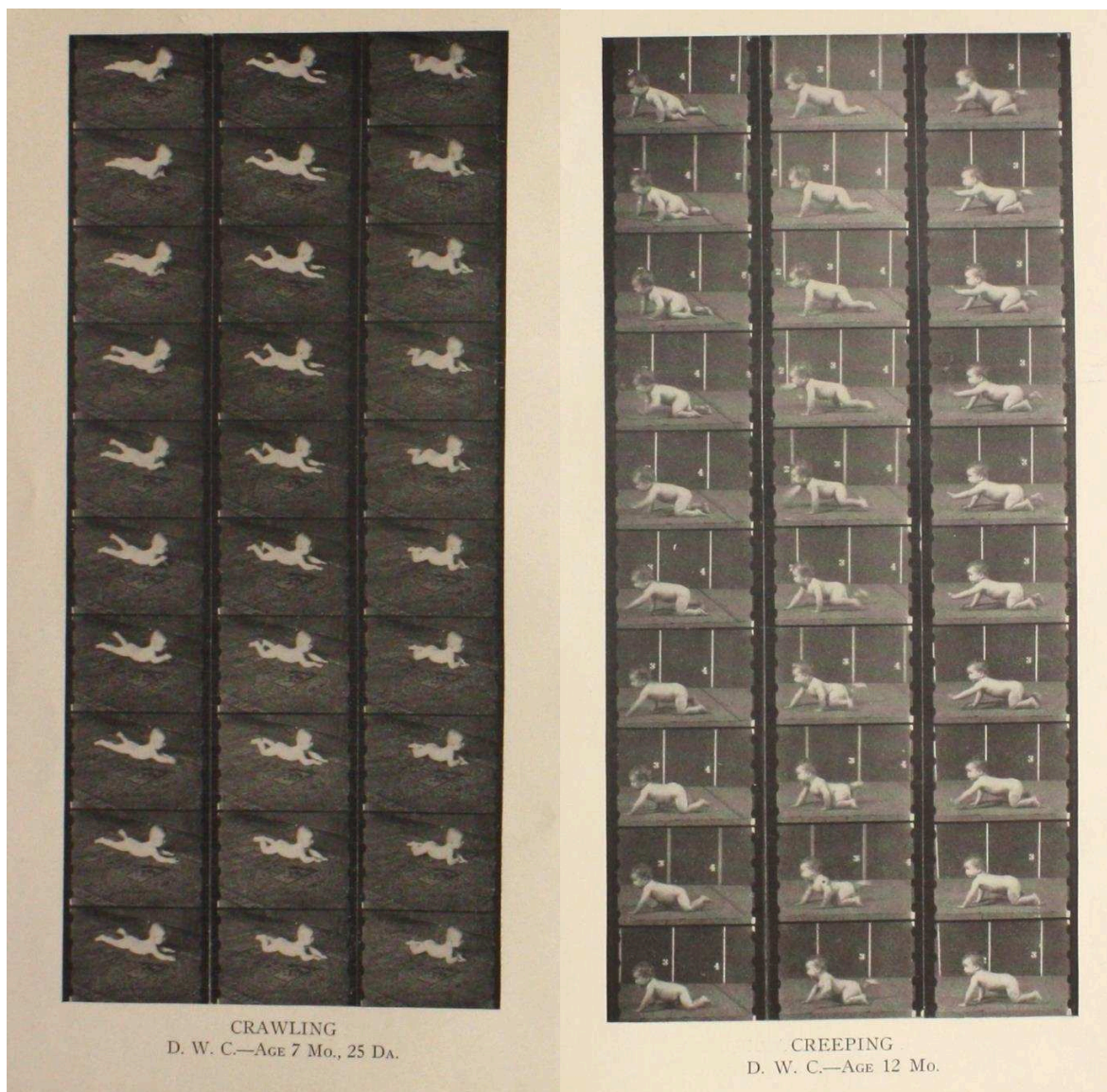


Figure 7 : Planches chronophotographiques extraites de *Coordination in the locomotion of infant*, Burnside, 1927

De grandes figures de la psychologie développementale, Myrtle McGraw mais aussi Arnold Gesell et sa collaboratrice Louise Ames ont abondamment complété et enrichi les travaux de Burnside. Dans les années 1930 et 1940, ils ont soigneusement observé et filmé des milliers d'enfants et ont décrit un large éventail d'étapes locomotrices par lesquelles passent les nourrissons au cours du développement de leur propulsion autonome. Leurs descriptions sont très précises sur l'évolution de l'ensemble des comportements locomoteurs qui conduisent l'enfant à, progressivement, s'extraire de l'écrasante gravité pour se propulser. Etapes par étapes, par un jeu de flexions et

d'extensions puis de coordination graduelle, ils décrivent comment l'enfant parvient finalement à se propulser efficacement avec ses quatre membres, le tronc au-dessus du sol (Gesell & Ames, 1940; Myrtle B. McGraw, 1941).

Au cours de cette première moitié du vingtième siècle, les parutions successives des observations et travaux de Burnside, de Mary Shirley (Shirley, 1931) de McGraw puis de Gesell, n'ont cessé d'augmenter le nombre des étapes successives du développement locomoteur. Gesell va même jusqu'à identifier précisément 29 stades au cours du développement de l'enfant depuis sa naissance jusqu'à sa marche bipède autonome, stades pour lesquels il donne un âge précis d'apparition. Parmi ces 29 stades, il en dénombre 9 pour la seule période de 10 semaines comprise entre le crawling et le creeping qu'observait Burnside. Selon Gesell, qui s'inscrit dans un mouvement maturationniste, tous les enfants dont le développement est normal doivent passer par les étapes successives qu'il décrit (voir Figure 8 et Tableau 1).

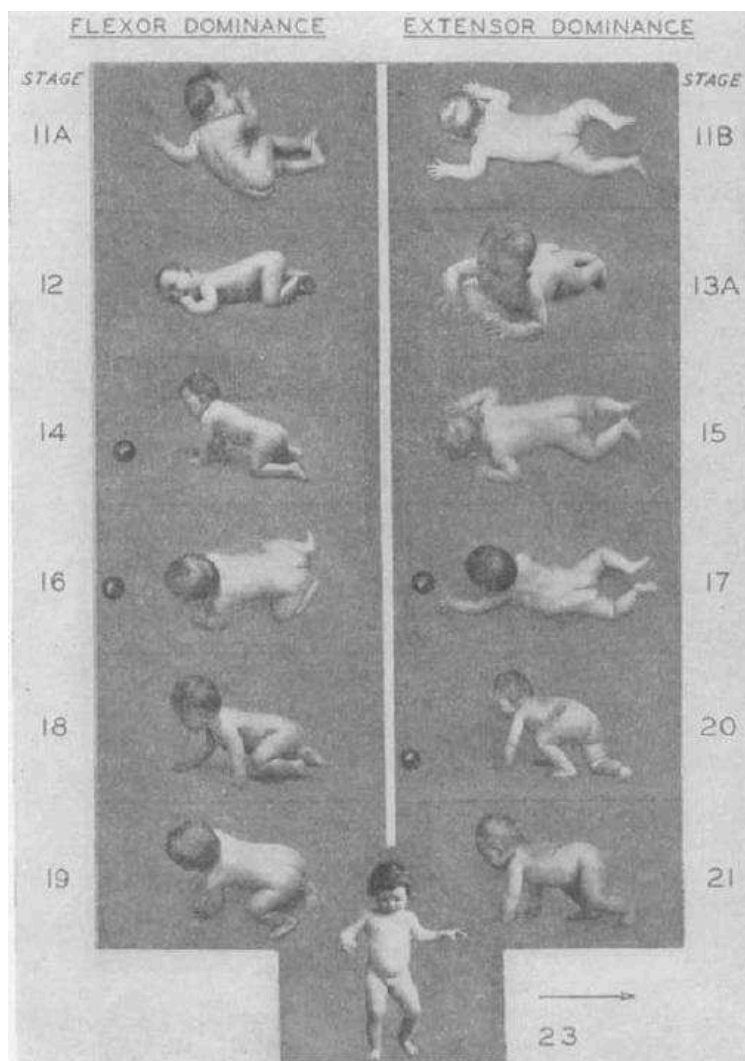


Figure 8: Planche extraite de *The Ontogenetic Organization of Prone Behavior in Human Infancy*, Gesell 1940

Numéro	Nom de l'étape	Semaine d'acquisition
11A	Inferior low creep	30
11B	Backward crawl	31
12	Low creep	32
13A	Crawling	34
14	High creep	35
15	Backward creep	39
16	Rocking	36
17	Creep-crawl	37
18	Creeps	40

Tableau 1: Numéros, noms des étapes et âge d'acquisition des étapes de reptation décrites par Gesell

Cet accroissement constant du nombre d'étapes afin de tenter de décrire le développement locomoteur typique de l'enfant, traduit les limites du point de vue maturationniste de l'époque. En effet, le classement de ces différentes formes de locomotion quadrupède en stades successifs n'est que théorique. Comme il sera exposé ci-dessous, des travaux plus récents montrent que chaque enfant peut composer un schéma développemental qui lui est propre, en sautant une ou plusieurs phases et, parfois même, en inventant des formes nouvelles de déplacement. Pourtant, le point de vue maturationniste du développement moteur, faisant de l'enfant un être déterminé par de seuls facteurs endogènes, est resté longtemps très majoritaire dans la littérature, comme l'attestent les travaux d'Albrecht Peiper (Peiper 1964).

Le développement de la propulsion quadrupède du nourrisson a été très peu étudié par la suite et il faut attendre les années 1990, avec les travaux de Robert Freedland et Bertenthal (Freedland & Bertenthal, 1994), puis ceux de Karen Adolph et de son équipe (Adolph, Vereijken, et Denny 1998) pour qu'à nouveau des études longitudinales soient entreprises dans ce domaine. Freedland et Bertenthal ont suivi le développement de la marche quadrupède chez 6 nourrissons, à partir de l'âge du premier rapport d'un déplacement quadrupède observé par les parents. Ils ont analysé les caractères cinématiques de leur marche à quatre pattes et ont observé que l'émergence de la propulsion quadrupède semble être largement influencée par la force dans les bras et que l'efficacité de la propulsion est corrélée à une bonne coordination diagonale entre les membres ipsilatéraux.

Les résultats d'une recherche plus détaillée sur 28 enfants suivis longitudinalement, témoignent de l'absence de progression graduelle, étape par étape, décrite par Gesell. Ils ne remettent cependant pas en question les transitions, parfois brutales, entre des postures de plus en plus érigées (Adolph et al., 1998). Il apparaît aussi que l'âge d'acquisition, plus ou moins tardif, d'une étape n'est pas corrélé avec l'âge d'acquisition d'une autre et qu'en outre, il peut coexister plusieurs étapes en même temps. Les résultats de l'étude montrent aussi que les nourrissons ayant un poids plus faible et ceux présentant moins de masse graisseuse, acquièrent la marche à quatre pattes plus tôt. Ces observations s'accordent tout à fait avec les travaux d'Esther Thelen et ses collaborateurs, qui attribuent en partie les variations dans le cours du développement locomoteur précoce à des facteurs périphériques et biomécaniques (Thelen, Fisher, et Ridley-Johnson 1984; Thelen et Ulrich 1991).

Dans l'étude d'Adolph et de ses collaborateurs, de nombreux modes de propulsion quadrupède sont observés. Ils décrivent notamment le crawling de Burnside, appelé ici « belly crawling », pour lequel 16 variantes sont observées et le hand and knee crawling qui, lui, semble invariable entre les différents sujets. Il est intéressant de noter que 60 ans après les travaux de Gesell et Hrdlicka, Adolph et ses collaborateurs observent également chez certains sujets la « progression plantigrade », décrite par Gesell comme une forme de déplacement quadrupède, où seulement la paume des mains et la plante des pieds sont utilisées comme appuis (voir l'étape 21 de la Figure 8). Largement observé par Hrdlicka et retrouvé récemment chez des adultes turcs, par l'équipe de Tan, elle est ici appelée « bear crawling » de l'anglais bear (« ours ») pour ses similitudes avec le mode de déplacement de cet animal. Toutefois, loin d'être une étape clef, elle n'est observée que sur 12% des enfants.

En résumé, les observations de cette étude montrent que seulement la moitié des sujets passent par le belly crawling, alors que tous acquièrent le hand and knee crawling, à l'exception d'un sujet, qui n'expérimente aucune propulsion quadrupède. Les sujets qui passent par le belly crawling sont plus performants lors de l'acquisition du hand and knee crawling. Ce qui démontre un transfert du bénéfice de l'expérience d'un comportement acquis vers un nouveau comportement. Ces travaux montrent clairement que le développement de la propulsion quadrupède semble dépendre non seulement d'un mécanisme maturationnel, mais aussi de facteurs environnementaux.

Un facteur environnemental essentiel dans le développement de la posture et de la motricité se trouve dans les pratiques culturelles, facilitant plus ou moins l'émergence de la locomotion. Dans les années 70, Super compare le développement moteur d'enfants de 12 tribus africaines de cultures différentes, via des entretiens avec les mères (Super, 1976). Il constate des différences fortes entre des populations kényanes très proches géographiquement, qui ne peuvent donc pas être associées à des différences génétiques. Les enfants de certaines tribus marchent à quatre pattes à 5 mois et demi, alors que les enfants d'autres tribus le font à 8 mois. Les entretiens font ressortir que les populations dans lesquelles les mères encouragent la marche à quatre pattes et la considèrent bénéfique pour leurs enfants, sont les populations où celle-ci s'observe le plus tôt. Super étudie largement et pendant plusieurs années, les différences de culture africaine et affirme, conformément à d'autres recherches sur le sujet (Bril, Zack, & Nkounkou-Hombessa, 1989; M. Konner, 1976), que la quantité d'enseignement et de pratique de la propulsion quadrupède, comme

de la marche bipède ou d'autres comportements moteurs, est un prédicteur parfait de l'âge d'acquisition du comportement en question, en raison de l'indéniable lien entre quantité et précocité. Il constate une précocité sur le plan moteur des populations africaines, plus marquée encore dans les classes sociales les plus pauvres, par rapport aux populations occidentales comme l'avait déjà souligné Vouilloux dans son étude sur les enfants du Cameroun (Vouilloux, 1959).

1.4.2 Conclusion

En conclusion, la propulsion quadrupède mature est certainement un précurseur facilitateur de la marche bipède mais, il n'existe curieusement pas de travaux démontrant son lien direct avec la marche bipède. En particulier, parce que 25% environ des enfants occidentaux ne passent pas par le « quatre pattes » avant de marcher debout, la marche quadrupède n'est pas envisagée comme un précurseur indispensable. Pourtant, la propulsion quadrupède mature devrait probablement avoir un impact dans l'ontogenèse de la marche bipède. Il serait intéressant de comparer, par exemple, des enfants bipèdes qui sont passés par le « quatre pattes » avec ceux qui n'y sont pas passés, afin d'étudier les effets de cette propulsion quadrupède sur les caractéristiques biomécaniques et cinématiques de la future marche bipède. Tout au moins à ses débuts. Il serait également intéressant de savoir si la pratique de l'entraînement à la propulsion quadrupède pouvait avoir des effets positifs chez les enfants risquant un retard locomoteur : ce point sera discuté dans la partie suivante.

Indéniablement, la propulsion quadrupède suscite moins d'intérêt que la marche bipède emblématique de l'être humain. Les recherches qui s'y rapportent représentent une très maigre part de la somme totale des travaux sur la locomotion. Bien que son avènement marque de profonds changements dans le développement psychologique du nourrisson, comme il a été montré en section 0, ces quelques mois de progression au sol caractérisent la fin de la première année de vie d'un enfant et sont bien souvent seulement considérés comme le marqueur d'une marche érigée proche, tant attendue.

Si cette marche à quatre pattes a été observée à partir du 5^{ème} mois de vie dans les cas extrêmes, jusqu'à l'apparition de la marche mature qui marque sa rapide disparition, il existe toutefois une mobilité quadrupède encore plus précoce et encore moins bien étudiée : celle qui est observée dès la naissance. La section suivante présente les quelques études effectuées sur la mobilité quadrupède

à la naissance et les raisons pour lesquelles cette activité est encore largement considérée comme un réflexe disparaissant rapidement après la naissance et sans rapport avec la marche mature.

1.5 La mobilité quadrupède à la naissance

1.5.1 Description des études sur la mobilité quadrupède néonatale

Dès les premières minutes de vie, la plupart des nouveau-nés humains sont capables de se propulser seul sur plusieurs centimètres. Cette faculté étonnante a été décrite par plusieurs auteurs de la première moitié du siècle dernier, puis totalement délaissée. Toutefois, un très petit nombre de chercheurs s'y intéresse à nouveau depuis la fin des années 1980. Ce qui suit est une liste des recherches sur le sujet, qui se veut être la plus exhaustive possible. Les observations ne sont pas toujours concordantes et ce, principalement en raison du contexte dans lequel les comportements ont été testés, mais elles concernent à chaque fois une propulsion, ou tentative de propulsion quadrupède du nouveau-né humain, face tournée vers le sol.

Pour des raisons de simplicité, le terme de mobilité quadrupède a été adopté dans la suite de cette thèse pour faire référence à la mobilité « en position » quadrupède, les nouveau-nés pouvant présenter une mobilité quadrupède de leurs membres sans pour autant arriver systématiquement à se propulser. Dans tous les cas, cette mobilité quadrupède fait référence à l'usage des jambes et/ou des bras du nouveau-né, lorsqu'il est mis sur le ventre.

Bien que Burnside, Shirley et Gesell aient effectué tous trois des observations très précises des étapes du développement moteur et locomoteur de l'enfant, observations qui servent de référence encore aujourd'hui, il est étonnant de constater qu'aucun d'entre eux n'ait évoqué la capacité des nouveau-nés à se propulser sur le ventre dès la naissance. Cependant, aussi loin qu'il est possible de remonter, plusieurs de leurs prédécesseurs et contemporains ont observé cette capacité précoce et l'ont décrite dans différentes publications. La première mention d'un déplacement autonome d'un nouveau-né figure dans les observations de Blanton en 1917. Les études sont effectuées sous la direction du professeur John Watson auprès d' « un très grand nombre de nourrissons » (Blanton 1917 page 456). Parmi les nombreux nouveau-nés qu'elle étudie, elle observe que l'un d'entre eux est capable de reculer tout seul de 15 centimètres en 20 minutes, à 7 jours de vie, déplacement

qu'elle attribue à une reptation. Elle note d'ailleurs que le manque de force dans les bras et les épaules rend impossible les déplacements vers l'avant, et que le nouveau-né en question garde cette capacité jusqu'à 3 mois.

Julius Bauer est le premier à analyser ce comportement et un des seuls à publier un article sur ce sujet précis, qu'il nomme « Das Kriechphanomen Des Neugoborenen » pour « Le phénomène de reptation du nouveau-né » (Bauer, 1926). Dans cet article succinct, il décrit comment un nouveau-né, à plat ventre sur une table se met parfois à bouger les jambes et essaye même, à certains moments, de pousser sur la table avec la face palmaire des orteils, comme s'il voulait se propulser, mais sans réussir à se déplacer. Cependant, il observe que tous les nouveau-nés sont capables de se déplacer en rampant sur le ventre de façon très coordonnée, lorsque l'on dispose derrière leurs pieds un appui rigide, qui stimule la voûte plantaire d'une part et leur permet de faire un appel propulsif du pied, d'autre part. C'est, selon lui, la seule façon d'obtenir une propulsion. Il décrit précisément à quel point les mouvements des jambes et des bras, des pieds et des mains, mais aussi les torsions latérales de la colonne s'enchaînent avec efficacité. Il note d'ailleurs qu'Ernst Moro ou encore Charles Darwin auraient eux aussi identifié cette reptation néonatale assistée.

Fritz Stirniman rapporte aussi lors d'une étude effectuée sur 100 nouveau-nés que certaines différences sont observées sur cette reptation selon que l'on offre ou non un appui sous la voûte plantaire. Toutefois, selon lui, certains nouveau-nés parviennent à se propulser sans aide de l'expérimentateur. Il ajoute que la proportion de nouveau-nés, sur lesquels il observe une propulsion, augmente à 15 jours de vie, que ce soit avec ou sans aide (Stirnimmann, 1938). Peiper dans les années 1960, rejoint les observations de Blanton et Stirnimmann et rapporte l'existence d'une reptation ventrale, même sans stimulation de la voûte plantaire. Il note toutefois que ce comportement est plus présent lorsque le nouveau-né a faim.

McGraw quant à elle, filme et décrit l'existence de mouvements très coordonnés des bras et des jambes chez 42 enfants qu'elle observe dès le 11^{ème} jour de vie en les immergeant dans l'eau et en leur offrant un soutien sous le menton (Mc Graw, 1939). Selon elle, ces mouvements de flexion et d'extension des membres inférieurs et supérieurs sont rythmiques et synchrones, ils sont coordonnés avec des flexions latérales du tronc et suffisamment efficaces pour que le nouveau-né se propulse tout seul dans l'eau. Elle observe des mouvements de même nature lorsqu'elle soutient, sous le menton, les nouveau-nés à l'horizontale au-dessus d'une table. Mais dans ce dernier cas,

les mouvements sont produits de façon moins harmonieuse. Ce comportement quadrupède, observé en faible contrainte gravitaire grâce à un soutien postural ou un milieu approprié, rappelle l'observation d'Alfred Mumford qui, dès 1897, avait noté qu'un nouveau-né de 8 jours est capable d'effectuer des mouvements de bras et de jambes coordonnés, lorsqu'on le soutient sous le tronc d'une main et qu'on lui maintient la tête à l'horizontale avec l'autre main (voir Figure 9) (Mumford, 1897).



FIG. 5.

Drawn from life, eighth day, to show position in which the child was held to draw out reflex movements of progression. Child supported body weight by legs, which showed marked alternate movements. Arms also showed alternate movements, though to a less extent.

Figure 9; Planche et sa légende, extraite de *Survival Movements of Human Infancy*, Mumford 1897

Contrairement à tous ces auteurs, qui ne voient en cette capacité propulsive précoce qu'un comportement réflexe et destiné à disparaître, Katona, neuro-pédiatre hongrois considère que la mobilité quadrupède néonatale est un comportement déjà complexe, qui fait intervenir des centres supra-spinaux et qu'il est essentiel de stimuler cette propulsion dès la naissance chez des enfants présentant de forts risques de retard du développement moteur et locomoteur (Katona, 1988, 1989). A la tête du département de pédiatrie de l'hôpital St. Margaret à Budapest, Katona utilise depuis longtemps la propulsion néonatale à des fins diagnostiques et thérapeutiques, en stimulant cette reptation quadrupède de deux façons. L'une ressemble à la position décrite par Mumford mais avec la main placée sous le menton et non sur la tête, comme dans les expériences aquatiques de McGraw, et en déplaçant le nouveau-né horizontalement sur une table, afin d'accompagner les mouvements de bras et de jambes par une lente progression vers l'avant. L'autre, consiste à placer le nouveau-né seul sur le ventre au centre d'un plan incliné de 30 degrés, la tête dans le sens de la pente. Dans chacun de ces deux contextes posturaux, il observe chez tous les nouveau-nés des mouvements de flexion et d'extension de bras et de jambes coordonnés, qu'il classe dans ce qu'il

appelle des « complex sensori-motor patterns » (« patterns sensori-moteurs complexes ») ou encore, des « elementary motor patterns » (« mouvements élémentaires »).

Plus récemment, une étude a montré l'effet de l'odeur maternelle sur la mobilité en position quadrupède à la naissance (Varendi & Porter, 2001). Les auteurs observent des distances parcourues plus grandes en présence de l'odeur maternelle mais ne décrivent pas du tout la nature du comportement propulsif. Cette étonnante faculté, ici décrite comme sensible à un contexte olfactif, pourrait être à mettre en relation avec le « climbing » pour « grimper » décrit par Prechtl (Precht 1953 cité par Peiper 1964) ou le « breast crawl » pour « reptation vers le sein », décrit par plusieurs pédiatres et chercheurs (Chaturvedi, 2008; Klaus, 1998; Radhakrishnan, 2012; Righard & Alade, 1990; Widström et al., 2011). Dans leurs études portant sur les effets de l'allaitement et du contact peau à peau sur l'interaction mère-enfant, ces auteurs décrivent ce breast crawl comme un comportement qui s'observe juste après l'accouchement, lorsque le nouveau-né est déposé sur le ventre de sa mère. Le nouveau-né, par des mouvements de la tête mais aussi de bras et de jambes, cherche lui-même le sein afin de prendre sa première tétée. Toutefois, ces études portent sur le champ multimodal qui stimule le breast crawling et ne s'intéressent pas aux capacités locomotrices du nouveau-né en soi, seulement aux moyens d'augmenter les contextes d'interactions entre la mère et son enfant, juste après l'accouchement.

Enfin, plus récemment, un groupe de chercheurs s'est intéressé aux mouvements élémentaires complexes décrits par Katona (Mandujano et al., 2005). Ils ont comparé entre elles certaines techniques décrites précédemment, comme celle de Bauer avec appui sous la voûte plantaire, de McGraw avec maintien sous le menton et de Katona avec utilisation d'un plan incliné (Alvarado-Ruiz et al. 2012). Ils observent que même à 4 mois, tous les nourrissons continuent de faire des mouvements de reptation lorsqu'ils sont soutenus sous le tronc et le menton (technique de Katona). Cependant, leur article est un rapport préliminaire sur neuf enfants et, bien que les résultats nous informent sur les différents patterns de coordination observés selon les techniques utilisées, ils ne permettent pas d'identifier qualitativement et quantitativement la nature de ces mouvements, en particulier si les bras sont impliqués au même titre que les jambes.

En résumé, parce qu'elle est encore très souvent considérée comme un réflexe destiné à disparaître rapidement et sans lien avec la marche mature, ni même avec le développement moteur de l'enfant, la locomotion horizontale autonome du nouveau-né n'a pas fait l'objet d'études approfondies sur

ses caractéristiques quantitatives et qualitatives ainsi que sur les facteurs susceptibles de la moduler. Comme il a été montré précédemment, l'essentiel de ce que l'on connaît de ce comportement provient d'anciennes observations de pédiatres, aux descriptions parfois discordantes et sans qu'il n'y ait jamais eu de protocole expérimental rigoureux pour analyser ce comportement qualitativement et quantitativement. Ces études, ainsi que quelques-unes des caractéristiques qui y sont décrites sont présentées ci-contre dans le Tableau 2.

Auteur	Date	Technique	Age (j)	Mobilité quadrupède	Utilisation des bras	Distance parcourue	Maintien développemental
Mumford	1897	Tronc soutenu et tête maintenue à l'horizontal	8	NA	oui	NA	NA
Blanton	1917	Seul sur une table	7	NA	non	15cm en arrière, en 20min	3 mois
Bauer	1926	Avec appui ou appui sur un objet rigide	NA	100%	oui	NA	4 mois
Stirnimann	1938	Sans appui	1	12%	oui	NA	3mois/5 si prématurité
		Avec appui	1	28%	oui	NA	3mois/5 si prématurité
		Sans appui	15	18%	oui	NA	3mois/5 si prématurité
		Avec appui	15	59%	oui	NA	3mois/5 si prématurité
Mc Graw	1939	A l'horizontal dans l'eau, la nuque soutenue	11	NA	oui	NA	Moins coordonné à 4 mois mais ne disparaît jamais
	1941	Seul sur une table	2	NA	Très faible	NA	Entre 2 et 4 mois
Katona	1988	A plat ventre sur un tapis, la nuque soutenue	NA	100	oui	NA	3 mois
		Sur une surface inclinée de 30 degrés	NA	100	oui	1-2m	3 mois

Publications Breast Crawl	1990 et plus	A plat ventre sur le ventre de la mère	0	70 - 100	oui	NA	NA
Varendi et Porter	2001	Seul sur un tapis avec odeur maternelle	2-3	NA	NA	14cm en 3min	NA
		Seul sur un tapis sans odeur maternelle		NA	NA	6cm en 3min	NA
Alvadaro Ruiz	2012	Technique mixtes	30	100	oui	NA	NA

Tableau 2 : Récapitulatif des différentes analyses apparentées à la reptation néonatale, les dates sont celle de la publication, l'âge et celui des sujets lors des tests et le pourcentage est celui du nombre d'enfant testé exprimant une mobilité quadrupède que beaucoup appellent « reptation »

En conclusion, d'après ces études, il existe bien une mobilité en position quadrupède à la naissance, mais les caractéristiques de cette activité sont loin d'être connues quantitativement et qualitativement. Les études menées sur le stepping n'ont, à ce jour, jamais été effectuées sur la mobilité quadrupède. Les questions restent donc ouvertes pour savoir :

- Si la mobilité quadrupède du nouveau-né est de l'ordre d'un réflexe sous-cortical déclenché par un stimulus précis, sans aucun lien avec la locomotion quadrupède ou bipède mature, réflexe destiné à disparaître rapidement
- Ou au contraire, si cette mobilité quadrupède est le résultat, dans le contexte de la gravité terrestre, d'une propulsion aboutie, en continuité avec l'activité motrice quadrupède du fœtus en microgravité dans la cavité utérine
- Et s'il existe un lien entre la mobilité quadrupède observée à la naissance et la marche quadrupède sur les mains et les genoux observée plus tard autour l'âge de 8 mois.

Sans études appropriées, il est pour l'instant difficile d'apporter des réponses claires à ces questions, mais il est cependant possible d'ouvrir quelques pistes de réflexions d'après certaines observations rapportées dans la littérature.

1.5.2 Nature de la mobilité quadrupède et question du réflexe

Plusieurs explications existent dans la littérature ancienne sur la nature du comportement de reptation à la naissance. A la fin du XIXème siècle et au début du XXème, les mouvements étaient classés en quatre catégories selon les travaux de William Preyer (Preyer 1888) :

1. Les impulsifs ou spontanés qui apparaissent en réponse à aucune stimulation extérieure.
2. Les réflexifs qui sont rapides et fatalement déclenchés par une stimulation spécifique
3. Les instinctifs qui sont associés à une émotion et orientés vers un but mais qui sont hérités de nos ancêtres et donc innés. Preyer y classe d'ailleurs la marche adulte.
4. Les volontaires et intelligents qui sont ceux que l'on apprend et qui sont associés à une idée.

Sans dire que ce qu'ils observent à la naissance est lié à une locomotion plus mature, Mumford et Bauer, dans leurs courtes descriptions, entendent classer ces mouvements de reptation, qu'ils jugent plus complexes qu'un simple réflexe, dans la catégorie des mouvements instinctifs décrits par Preyer. Les travaux de ces deux pionniers se distinguent donc du caractère purement réflexif qui est attribué à l'ensemble du comportement locomoteur des membres du nouveau-né par tous les auteurs entre les années 30 et 80.

Il a été vu que certains auteurs de référence sur le développement locomoteur du début du siècle dernier, comme Burnside, Shirley ou Gesell n'évoquent jamais cette reptation. Toutefois, en connaissaient-ils seulement l'existence ? Il est tout à fait probable que oui, et particulièrement Shirley et Gesell qui furent des auteurs plus tardifs et aux descriptions plus précises que celles de Burnside. La raison de leur omission est très probablement le peu d'intérêt porté à ce comportement, du fait que celui-ci ne s'inscrit pas, selon eux, dans l'ontogenèse de la locomotion humaine. En effet, la théorie maturationniste dominante de l'époque donne alors pour réflexe archaïque tout comportement moteur du nouveau-né. Selon cette théorie, aucune action des membres n'est contrôlée à un niveau supra spinal, à la naissance. Ainsi, ce corps non encore gouverné par le cerveau, exprime des comportements hérités de nos ancêtres phylogénétiques sur lesquels l'environnement n'a qu'un effet d'activateur unidirectionnel, par le biais de certains stimuli spécifiques auxquels le corps répondrait de façon rapide et stéréotypée.

Au cours des 4 premiers mois, la mobilité quadrupède semble disparaître au même titre que plusieurs réflexes du nouveau-né bien connus des pédiatres comme le réflexe de Moro, le réflexe de préhension, le réflexe de la marche automatique, etc. La maturation inhiberait donc ce vieux réflexe au même titre que les autres et donnerait progressivement le contrôle au cortex, pour laisser place, au second semestre, à l'apparition d'un comportement locomoteur digne d'intérêt, la propulsion quadrupède « mature ». Il apparaît donc, encore aujourd'hui, que ces deux comportements quadrupèdes sont totalement dissociés. D'un côté, une mobilité archaïque présente à la naissance, sans contrôle du cortex, dont on attend la disparition comme signe d'une bonne maturation corticale, et de l'autre, une propulsion quadrupède qui est gage d'une bonne maturité, car sous contrôle du cortex et qui émerge au second semestre.

Ce point de vue a encore des répercussions dans la façon de penser la motricité du nouveau-né. Les pédiatres utilisent toujours par exemple le terme « réflexe de reptation », qui est resté celui qu'utilisaient Peiper (« reflex crawling movement ») et McGraw avant lui. Cette nature réflexive encore associée à la mobilité quadrupède du nouveau-né explique sans doute le peu d'études dédiées à ce comportement précoce.

Ces théories sont aujourd'hui remises en question par certains auteurs (comme il a été montré précédemment pour le stepping). En particulier, dans ses travaux malheureusement peu connus, Katona fait clairement la distinction entre les réflexes primitifs tels que le réflexe de préhension ou le réflexe de Moro, qui sont contrôlés par une boucle spinale et les mouvements complexes élémentaires comme la reptation, qui sont selon lui contrôlés par les ganglions de la base (Katona, 1989).

La deuxième moitié du XX^{ème} siècle voit émerger de nouveaux concepts qui redonnent largement sa place à l'environnement dans le cours du développement de cette capacité locomotrice, en particulier à partir de la vie fœtale. Si l'environnement influence le développement, il faut en effet considérer le nouveau-né, non pas comme un être vierge de toute expérience, mais comme le bénéficiaire d'un développement de neuf mois, dans un environnement bien différent, celui du ventre de sa mère. Dans le but de mieux comprendre les capacités locomotrices du nouveau-né et leur nature, il faut donc comprendre comment celles-ci émergent lors de la vie fœtale.

1.5.3 Liens entre la mobilité quadrupède du nouveau-né et les mouvements fœtaux

Certains auteurs ont émis l'hypothèse que la reptation du nouveau-né pourrait être un réflexe fœtal, pour se déplacer à l'intérieur de l'utérus, ainsi que pour participer à l'accouchement (Brandt 1979 page 286 citant Langreder 1958) : « Le stepping du fœtus peut déjà être observé in utero par les impulsions données sur la paroi abdominale et par l'expérience de femmes pendant les contractions. Ceci suggère que le stepping, comme d'autres réflexes tels que le crawling spontané peuvent servir de « participation réflexe (ou d'aide) » active et intra-utérine de la part du fœtus »⁸. Quoi qu'il en soit, il est certain que le fœtus est capable de bouger ses jambes et ses bras très tôt dans son développement. Heinz Prechtl et ses collaborateurs décrivent des mouvements généraux du corps, entraînant la tête et les membres, dès la 7^{ème} semaine de gestation (Prechtl 1984). A partir de la 9^{ème} semaine de gestation, des mouvements isolés de bras et de jambes sont observés (de Vries & Fong, 2006).

Rendues possible par les remarquables progrès des techniques d'échographie, les observations recensées dans les deux ouvrages récents de Piontelli, sur le développement des mouvements du fœtus, témoignent de l'incroyable richesse de son répertoire moteur (Piontelli, 2010, 2015). Au niveau des bras, le fœtus semble être capable de faire de nombreux mouvements d'exploration manuelle, entre 10 et 13 semaines par exemple, il est déjà capable d'explorer tactilement différentes parties de son corps avec ses mains. Les doigts peuvent être contrôlés de façon indépendante entre 15 et 16 semaines et plus les semaines passent, plus les mouvements sont rapides et variés. Après la 25^{ème} semaine de gestation, les mouvements généraux impliquant tout le corps deviennent minoritaires et le fœtus bouge majoritairement ses membres de façon isolée et de plus en plus précisément.

Au niveau des membres inférieurs, toujours selon Piontelli, on observe, à la 10^{ème} semaine, majoritairement, des mouvements conjoints des deux jambes qui peuvent être rapides (1-2s), alors que les mouvements alternés sont plus lents (5-6s) et apparaissent à la 13^{ème} semaine. Des

⁸ Traduction de l'anglais: *“stepping movements of the fetus can already be demonstrated in utero by impulses on the abdominal wall and by experiences with women in labor. It is suggested that stepping movements, like other newborn reflexes such as spontaneous crawling, may serve as an active intrauterine reflex participation (or aid) in birth” of the fetus”*

mouvements de totale extension des jambes ou de totale flexion apparaissent dès la 12^{ème} semaine, lorsque les pieds acquièrent un contact prédominant avec la paroi de l'utérus. A 16 semaines, les mouvements alternés des deux jambes deviennent plus rapides (1s). Les jambes sont en semi-extension jusqu'à la 23-25^{ème} semaine et la plupart du temps en contact avec la membrane intra-utérine, leurs mouvements, comme ceux des bras, sont de plus en plus rapides, précis et variés au fur et à mesure du développement. Entre la 26^{ème} et la 28^{ème} semaine, la constriction augmentant, les membres du fœtus adoptent une attitude de flexion la plupart du temps.

Curieusement, il semble que la propulsion soit rarement étudiée lors de ces observations et que les mouvements de bras et de jambes soient étudiés séparément lors de la vie du fœtus. Pourtant, Piontelli donne dans ses ouvrages quelques pistes qui semblent indéniablement traduire des capacités propulsives fœtales parfois quadrupèdes. Premièrement, il semble que les bras, après la 18^{ème} semaine, participent à l'équilibre du fœtus durant ses mouvements globaux en « réduisant avec précision, en corrigeant et en compensant les mouvements brusques des autres parties du corps » (Piontelli 2010 page 12). Après la 23^{ème} semaine de gestation, ils commencent à assurer une fonction de support et de propulsion, avec, à la 25^{ème} semaine, une contribution franche des mains et, plus particulièrement, de la partie palmaire. Dès 20 semaines, mais de façon plus visible à 22 semaines, lorsque la tête et le tronc sont en appui et soutenus par la paroi utérine, le fœtus fait du « crawling pattern » pour « mouvements de reptation ». Plus l'espace se réduit et plus les points d'appuis deviennent nombreux. Les bras étant plus longs que les jambes dans la vie fœtale humaine, ils semblent tout autant impliqués que ces dernières dans toute activité de propulsion. Ces résultats rejoignent les observations de Katona sur des mouvements de mobilité quadrupède, observés chez des fœtus prématurés à partir des 19-20^{ème} semaines de gestation (Katona, communication personnelle).

Cet environnement « aquatique » (le liquide amniotique est composé à 99% d'eau) semble même permettre aux fœtus d'expérimenter de nombreuses postures qui correspondent à des postures « matures » observées en milieu gravitaire. Par exemple, il est possible d'observer pendant quelques secondes des positions assises avec maintien de la tête, parfois des redressements sur un des deux membres inférieurs allant même jusqu'à entraîner des positions érigées, avec les genoux légèrement fléchis. Selon Jan Piek, Prechtl note que l'une des découvertes les plus surprenantes de

ses 10 ans de recherche sur la mobilité fœtale est que tous les mouvements observés chez le fœtus se retrouvent chez le nouveau-né (Prechtl 1993 cité par Piek 2002 page 454) .

De par ces différentes observations, il semble que le fœtus soit déjà un être qui sait se propulser avec ses quatre membres et qui sait faire de la « reptation » sous certaines conditions, tout comme le nouveau-né.

1.5.4 Continuité entre mobilité quadrupède néonatale et marche quadrupède à 8 mois ?

Les études sur le stepping, ont clairement montré que si cette activité semblait disparaître dans un environnement classique, elle était en fait « dormante » et pouvait être suscitée à tout moment du développement, à condition de mettre le nourrisson dans des conditions biomécaniques adéquates. De plus, l'activité de stepping semble en lien avec la marche bipède. Qu'en est-il de la mobilité quadrupède ? Aucune étude scientifique ne permet de répondre à cette question à l'heure actuelle.

Néanmoins, comme il a été montré précédemment, par les travaux récents sur le développement de la marche à quatre pattes d'enfants de plus de 6 mois, le décours de l'émergence des étapes locomotrices n'est que théorique et est largement influencé par l'environnement. Pourquoi n'en serait-il pas ainsi dès la naissance pour la mobilité quadrupède ? Compte tenu de l'action de l'environnement sur l'expression d'un comportement, il est possible que dans certaines conditions, la mobilité quadrupède du nouveau-né s'observe ou ne s'observe pas sans que cela ne soit dû à une présence ou non d'un degré plus élevé de maturation.

Il ressort des observations décrites au chapitre précédent, que plus le contexte environnemental est favorable, plus la mobilité quadrupède du nouveau-né s'exprime et s'observe.

Ainsi :

1. Les nouveau-nés seuls sur un tapis semblent montrer peu de propulsion (Stirnemann 1938; McGraw 1941; Peiper, A. 1964), ce qui fait dire à certains auteurs que les nouveau-nés ne sont pas capables de se propulser (Bauer, 1926; Blanton, 1917).

2. Les nouveau-nés auxquels on offre un appui derrière les pieds semblent déjà exprimer de façon plus franche ces dispositions à la propulsion (Bauer, 1926; Peiper, A., 1964; Stirnimann, 1938).
3. Les nouveau-nés dont les membres ont moins à supporter le poids de la tête et du tronc semblent tous parvenir à exprimer ce comportement (McGraw 1939; Katona 1988). C'est d'ailleurs de cette manière que Mumford le déclenche dès le XIXème siècle.
4. Les nouveau-nés que l'on immerge dans l'eau semblent non seulement tous exprimer ce comportement, mais celui-ci ne disparaît jamais. Selon McGraw, il se modifie seulement et devient plus mature : il passe d'une phase qu'elle qualifie de réflexive à une phase volontaire, en passant par une phase désorganisée, mais jamais au cours de son développement, le nourrisson n'arrête de faire des mouvements quadrupèdes propulsifs dans l'eau (McGraw 1939) (voir Figure 10).

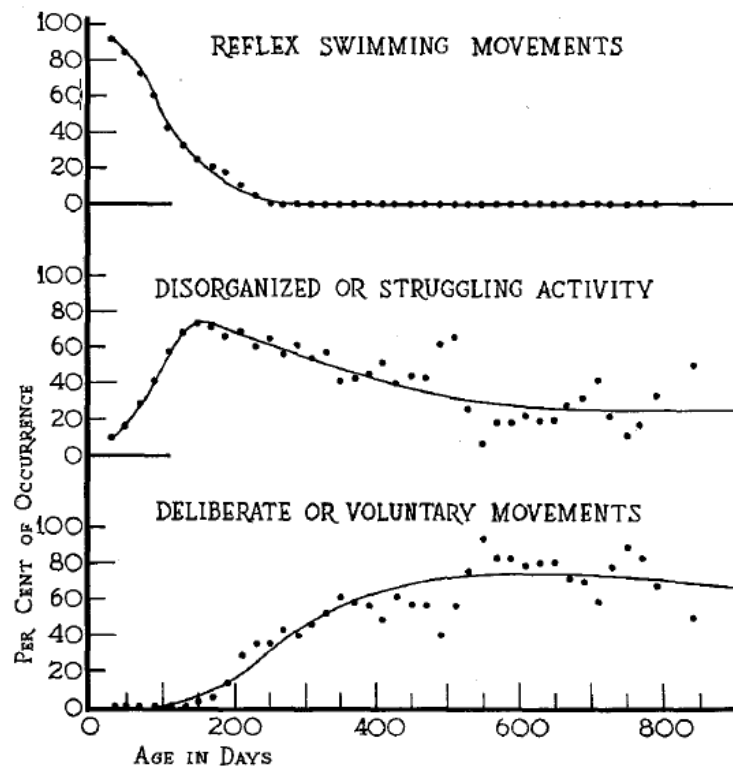


Figure 10: Pourcentage d'observation des trois phases de mouvement quadrupède de nage au cours du développement. Graphique extrait de *Swimming behavior of the human infant*, McGraw 1939

Ces observations suggèrent que le lien entre les deux quadrupédies, celle du nouveau-né et celle de l'enfant locomoteur à quatre pattes n'est peut-être pas inexistant. Une autre étude plus récente montre à quel point la nage quadrupède de l'enfant est un comportement stable au cours du développement et à quel point elle peut bénéficier d'un apprentissage. Il est possible à des enfants de 4 mois (120 jours) d'acquérir, en quelques minutes seulement dans l'eau, des mouvements qui ne sont pas désorganisés et qui ressemblent tout à fait à ce qui s'observe à 8, 12 et 15 mois dans les mêmes conditions et des mouvements harmonieux de nage quadrupède sont obtenus par quelques séances d'entraînement en piscine (Philip Roman Zelazo & Weiss, 2006). McGraw elle-même a d'ailleurs déjà montré que l'entraînement à la nage permet d'obtenir des mouvements plus coordonnés, même dans la deuxième phase (désorganisée) lors d'une étude sur des jumeaux où l'un était entraîné et l'autre non (McGraw 1935).

Il est donc possible que le fait de ne plus observer de mobilité quadrupède entre, approximativement, le troisième et le septième mois, dépende seulement du contexte dans lequel l'enfant est placé. Si le fœtus est capable de se propulser à l'intérieur de la cavité utérine avec ses quatre membres, sa brutale rencontre avec la gravité le rend inapte à continuer longtemps cette propulsion. Ainsi, durant les premiers mois de vie, le nourrisson va donc avoir besoin d'un contexte adapté pour exprimer sa mobilité en position quadrupède, mobilité qui peut paraître désorganisée, puis qui réapparaît lorsque le développement du nourrisson lui permet de s'adapter à son nouvel environnement, au cours du deuxième semestre.

D'ailleurs, selon Katona et ses études sur 300 nouveau-nés, 1500 nourrissons typiques et 1200 nourrissons présentant des pathologies du développement moteur, les mouvements complexes élémentaires du nouveau-né qui incluent la mobilité quadrupède, sont bien à mettre en relation avec les mouvements observés plus tard : «A bien des égards, ces mouvements reflètent, ou, nous pourrions dire, annoncent, les mouvements moteurs spécifiques de l'être humain qui apparaissent spontanément plus tard comme la reptation, la marche à quatre pattes... » (Katona 1989 page 170).

1.5.5 La mobilité quadrupède du nouveau-né est-elle stimulable par différents facteurs ?

Ce qui a été décrit précédemment nous entraîne donc loin de la notion de réflexe archaïque tel que le décrivent les maturationnistes du siècle dernier. Un réflexe est une réponse motrice rapide, stéréotypée et involontaire à un stimulus. Jean Rostand le définissait comme suit : « Qu'est-ce qu'un réflexe ? C'est une réaction involontaire causée directement par une excitation externe. Sur la patte d'une grenouille décérébrée, on *place une goutte d'acide ; la patte se retire, voilà un réflexe moteur*. L'impression produite dans les terminaisons nerveuses de la peau a gagné, par les nerfs sensitifs, la moelle épinière, d'où elle s'est réfléchi dans le nerf moteur de la patte, pour aboutir aux fibres musculaires dont elle a provoqué la contraction. Il n'y a pas seulement des réflexes moteurs, il en est de sécrétoires. » (Rostand 1939 page 89)

Comme il a été décrit précédemment, la mobilité quadrupède du nouveau-né semble loin d'être un comportement stéréotypé mais, au contraire, un comportement très variable selon les sujets et surtout, selon le contexte environnemental. Qu'en est-il de sa stimulation par des facteurs extérieurs ?

Sur le plan tactile, plusieurs auteurs ont montré que la stimulation de la voûte plantaire amplifie la réponse de reptation. Ceci est donc un premier indice qui laisse penser que ce comportement est le fruit d'une intégration sensori-motrice. Cependant, à notre connaissance, aucune étude n'a été effectuée pour tester la capacité du nouveau-né à modifier son pattern de marche en position quadrupède, en fonction de différentes variations tactiles et somesthésiques apportées à la surface sur laquelle il se déplace.

D'autre part, Heili Varendi et Richard Porter ont montré que la présence de l'odeur maternelle, présentée sur une compresse placée à 30 cm devant lui, est capable d'accroître la distance parcourue par le nouveau-né rampant sur le ventre, par rapport à la distance qu'il parcourt spontanément vers une compresse sans odeur. (Varendi & Porter, 2001). Le nouveau-né parvient de fait à répondre de façon locomotrice, et donc par une chaîne complexe de mouvements, à une stimulation odorante extérieure. Plus particulièrement, dans leur étude où les essais durent 3 minutes, c'est seulement après la première minute que la différence de réponse locomotrice entre les deux conditions commence à s'observer, puis à s'amplifier. Il apparaît donc que ce comportement néonatal est

adaptable à différents percepts sensoriels et que ce processus peut s'activer même après un temps de latence important.

Le niveau d'excitation de l'enfant devrait probablement jouer également un rôle dans l'activation de la mobilité quadrupède, mais là encore, aucune étude n'a apporté de réponse sur ce comportement précis.

Enfin, à ce jour aucune étude n'a été effectuée pour tester la possibilité que la mobilité quadrupède soit modifiable dès la naissance par des stimuli visuels comme les flux optiques.

En conclusion, plusieurs études ont montré que, dans le ventre de sa mère, le fœtus est capable de diriger les mouvements de ses mains pour interagir de façon privilégiée avec les parties de son corps qui sont les plus innervées (Piontelli 2010), au travers d'une action qui semble déjà programmée (Zoia et al., 2007). Il semblerait donc que le fœtus et le nouveau-né possèdent déjà une forme précoce d'intégration et de réponse motrice, bien plus développée que ne le pensaient les maturationnistes. Toutefois, comme il a été montré précédemment, les observations ou les données concernant la mobilité quadrupède du nouveau-né donnent des pistes, mais sont insuffisantes pour affirmer quoi que ce soit.

En particulier, ni la quantité ni la qualité des mouvements produits lors de cette mobilité n'ont fait l'objet d'études empiriques. Le pourcentage des nouveau-nés capables de se propulser spontanément sur un tapis en position quadrupède et la distance qu'ils peuvent parcourir, ne sont pas déterminés précisément. Il n'existe aucune étude détaillée ayant testé directement l'influence de facteurs biomécaniques sur l'expression, ou non, de cette mobilité et les éventuelles conséquences sur la qualité de cette expression, chez le nouveau-né. De même, les observations sur le développement de cette mobilité donnent des résultats contradictoires et ne permettent pas de conclure à une présence, ou une absence, d'évolution de la quantité de pas et de la propulsion, au cours du temps d'observation. Enfin, aucune étude n'a testé la possibilité que cette mobilité quadrupède soit également sensible à des facteurs tels que les flux optiques, comme c'est le cas pour le stepping néonatal.

1.6 Questions théoriques et présentation des études effectuées lors de la thèse

1.6.1 Pourquoi étudier la mobilité quadrupède dès la naissance ?

La mobilité quadrupède néonatale demeure un comportement méconnu sur lequel, comme il a été montré précédemment, subsistent de nombreuses questions. Toutefois, la première de ces questions est de comprendre l'importance et les enjeux de l'étude de ce comportement depuis la naissance jusqu'à son développement chez le nourrisson.

1.6.1.1 Intérêts théoriques

Les limites des études sur le stepping néonatal ont déjà été abordées rapidement⁹. Il semble que celui-ci ne soit pas un moyen naturel de locomotion que le nouveau-né puisse exercer de lui-même, à la naissance ou lors de son développement précoce. L'idée de mettre un nouveau-né debout artificiellement et d'observer sa marche bipède correspond probablement, à l'origine, à l'idée qui, encore actuellement, anime certaines recherches tendant à mettre en évidence des compétences adultes chez le nouveau-né, en testant celui-ci dans un contexte qui ne lui est pas forcément adapté. Les études sur le stepping ont permis d'apporter des réponses cruciales sur les facteurs en jeu dans le développement de la marche bipède mature. Néanmoins, il apparaît qu'étudier uniquement la marche bipède du nouveau-né, c'est se priver d'observer ses compétences locomotrices réelles et le couper du mode naturel d'expression de sa motricité au profit d'un mode adulto-centré. Dans le souci d'observer la mobilité potentiellement propulsive du nouveau-né, en autonomie et dans un environnement écologique, cette observation doit s'effectuer dans un contexte lui permettant d'utiliser non seulement ses jambes, mais éventuellement ses bras et son corps entier, contexte permis par la position ventrale. Ainsi, sans l'aide d'un expérimentateur, aide qui le prive non seulement de se propulser dans la direction et à la vitesse qu'il « souhaite », mais également d'utiliser ses bras, bloqués par le soutien sous les aisselles, il sera alors possible d'élargir le champ de réponse motrice du nouveau-né, en lui permettant notamment la potentielle expression d'une propulsion active. En outre, cette mobilité active du nouveau-né en position ventrale présente

⁹ Voir section 1.2.5 page 35

une meilleure continuité avec la mobilité fœtale et, de ce point de vue, peut être un outil intéressant pour rechercher des atypies en lien avec l'activité précédente du fœtus.

Enfin, à la lumière des nombreuses études présentées précédemment, il semble que la mobilité du nouveau-né s'inscrive dans un répertoire général beaucoup plus vaste et variable que le stepping en position érigée. Ce répertoire général inclurait la mobilité en position érigée et la mobilité sur le ventre en position quadrupède, mais également la mobilité exprimée en l'air ou dans l'eau, ou encore, allongé sur le dos. Il est d'ailleurs intéressant de noter que les observations de nombreuses études relatives à la mobilité du nouveau-né ont été faites lorsque celui-ci est sur le dos et que, curieusement, ces études n'ont pas toujours été clairement reliées aux études de la mobilité du nouveau-né dans d'autres postures ou d'autres contextes. C'est le cas par exemple des mouvements spontanés du nouveau-né et du fœtus appelés GMs (pour « General Movements »), étudiés par l'école de Prechtl (voir Einspieler et al. 1997 pour une revue). A l'inverse, le groupe de Thelen a réalisé plusieurs études suggérant que les mouvements de pédalage des jambes (ou kicking en anglais, pour « l'action de donner des coups avec les jambes ») des nourrissons, lorsqu'ils sont sur le dos, sont comparables à ceux du stepping au niveau de leur cinématique et de leurs patterns EMG (Thelen et Fisher 1982). Dans ce contexte, il aurait été intéressant d'étudier également leurs mouvements de bras. Néanmoins, quels que soient les différents contextes dans lesquels la mobilité du nouveau-né peut être étudiée, il ressort que seule la mobilité en position quadrupède sur un tapis permet à l'enfant non seulement de bouger ses jambes et potentiellement ses bras, mais également d'effectuer une propulsion active et non restreinte, contrairement à ce qui s'observe lorsqu'il est sur le dos et/ou lorsqu'intervient un expérimentateur pour le soutenir, en position érigée, en l'air ou dans l'eau. Il faut noter que l'immersion dans l'eau en position horizontale, ventre en bas, serait probablement le contexte idéal pour étudier la mobilité la plus naturelle du nouveau-né, allégé de la gravité terrestre. Celle-ci imposerait cependant de très fortes contraintes techniques.

Parallèlement à l'étude des capacités elles-mêmes, il est également important d'étudier comment elles évoluent au cours du développement du nourrisson, afin de savoir si la marche quadrupède disparaît rapidement, comme l'ont décrit certains auteurs, ou au contraire, se maintient plusieurs mois, comme d'autres l'ont rapporté. L'idée sous-jacente est de savoir si l'existence d'un lien entre mobilité quadrupède précoce et mature est éventuellement envisageable et d'étudier les éventuelles modifications de cette mobilité quadrupède au cours des mois.

1.6.1.2 Intérêts cliniques

En suivant la piste de Katona, mais aussi les hypothèses d'un être humain fondamentalement quadrupède évoquées précédemment, il est possible de formuler l'hypothèse que la mobilité quadrupède pourrait être, mieux que le stepping, un excellent moyen pour stimuler la locomotion, en particulier chez l'enfant à risque de développer des retards du développement locomoteur ou des atypies. La mobilité quadrupède, à l'inverse du stepping, apporte moins de pression gravitaire précoce sur la colonne vertébrale et sur les jambes. Elle libère l'activité des bras, bloqués dans le stepping, activité qui est essentielle à la marche mature future de l'adulte. Enfin, elle permet un déplacement actif du nourrisson, condition indispensable à l'exploration libre de son environnement par l'enfant qu'il deviendra et à son futur développement psychologique¹⁰.

1.6.2 Questions abordées dans la thèse

Les questions sur la mobilité quadrupède précoce soulevées dans cette introduction sont nombreuses. Leur liste n'est pourtant pas exhaustive. Le sujet de cette thèse est de s'en tenir aux questions de base sur cette activité souvent observée, mais encore si peu étudiée chez l'homme.

Il s'agit de savoir :

- Quelles sont les caractéristiques quantitatives et qualitatives de la mobilité quadrupède spontanée du nouveau-né en position ventrale ?
- En particulier, de quelle façon les bras sont-ils impliqués dans ce processus ?
- S'observe-t-il une propulsion ? Et dans l'affirmative, de quelle nature est-elle ?
- S'observe-t-il une modification de cette mobilité quadrupède par l'utilisation de flux optiques à la naissance, comme c'est le cas pour le *stepping* ?
- Comment ce comportement se développe-t-il dans les 5 premiers mois de vie ?
- Des facteurs biomécaniques ont-ils un rôle dans son expression et son développement ?

¹⁰ Voir section 1.1 page 20

1.6.3 Présentation des études

1.6.3.1 Etude 1

La première étude de ce travail de thèse porte sur l'observation de la mobilité ventrale, possiblement quadrupède et propulsive de nouveau-nés de 2 jours, sur un matelas à eau. L'observation se déroule sous trois conditions de stimulation visuelle différentes, afin d'analyser les réponses motrices des nouveau-nés, avec ou sans flux optique.

1.6.3.2 Etude 2

La deuxième étude porte sur l'élaboration d'un outil adapté au nouveau-né, qui entend répondre aux interrogations soulevées par l'Etude 1 et offrir au nouveau-né un contexte postural différent, davantage adapté à ses capacités motrices. Elle ne comporte pas de partie expérimentale.

1.6.3.3 Etude 3

La troisième étude a pour objectif de tester un grand nombre de nouveau-nés, sans aucune stimulation extérieure d'une part, sur un simple tapis, puis sur le matériel conçu dans l'Etude 2, d'autre part. Cette étude entend aussi analyser, pour la première fois, la cinématique de la mobilité ventrale du nouveau-né.

1.6.3.4 Etude 4

Enfin, la quatrième et dernière étude teste le développement de la mobilité ventrale au cours du premier semestre de vie, observé et traité de la même façon que dans l'Etude 3 : sur un simple tapis et sur le matériel conçu dans l'Etude 2

2 Etude 1 : Mobilité quadrupède à la naissance : étude de la propulsion, de la participation des bras et de l'effet des flux optiques

2.1 Introduction

Le premier objectif de cette étude est d'analyser, pour la première fois, les caractéristiques quantitatives et qualitatives de la mobilité des nouveau-nés lorsqu'ils sont placés sur le ventre, en position quadrupède, au contact tactile d'un matelas, afin de répondre aux questions suivantes :

- Quelles sont la quantité et la qualité des mouvements produits par les quatre membres lorsque le nouveau-né est en position ventrale ?
- Le nombre des mouvements de jambes est-il comparable à celui déclenché lors de la marche tactile érigée ?
- Les bras sont-ils impliqués de manière équivalente aux jambes ou au contraire, participent-ils peu à la mobilité ?
- Cette mobilité des membres permet-elle une propulsion du nouveau-né et si oui, quelles sont les distances parcourues ?
- Combien de nouveau-nés expriment une mobilité des quatre membres et combien parviennent à se propulser ?

Le deuxième objectif de cette étude est de déterminer si le nouveau-né est capable d'adapter sa mobilité quadrupède à des flux optiques défilant sous son corps et simulant son déplacement vers l'avant ou vers l'arrière, de la même manière qu'il le fait lorsqu'il est testé en marche aérienne (Barbu-Roth et al., 2009, 2014). Une réponse positive à cette question, non seulement confirmerait que la locomotion néonatale est modulable par la vision et ceci sans intervention d'un expérimentateur pour soutenir l'enfant, mais suggérerait que l'addition de flux optiques peut agir conjointement aux informations tactiles pour contrôler la locomotion.

Afin de répondre à ces différentes questions, cette première étude a été menée en plaçant des nouveau-nés, sur un matelas à eau pendant 3 essais. Dans un essai un damier noir et blanc statique est projeté à travers le matelas à eau afin de tester la mobilité spontanée des nouveau-nés sur une surface statique. Dans les deux autres essais le même damier se déplace, générant des flux optiques de vitesse identique mais simulant soit un déplacement vers l'avant, soit un déplacement vers l'arrière de l'enfant afin de tester la capacité de celui-ci à adapter sa mobilité à celle des flux optiques. Dans les 3 conditions, la quantité et la qualité des mouvements des membres est mesurée ainsi que les distances parcourues par le nouveau-né.

2.2 Matériels et méthodes

2.2.1 Recrutement des sujets

2.2.1.1 Critères d'inclusion

Pour les besoins de cette expérience, les critères d'inclusion sont établis comme suit :

1. Age : entre 12 heures et 4 jours de vie
2. Poids: supérieur ou égal à 2 700 grammes à la naissance
3. Terme: naissance à partir de la 38^{ème} semaine d'aménorrhée (SA) correspondant à 257 jours minimum
4. Score APGAR : supérieur ou égal à 8, cinq minutes après la naissance
5. Accouchement eutocique, par voie basse spontanée ou césarienne
6. Absence de pathologie quelconque

2.2.1.2 Procédure de recrutement

Après sélection des nouveau-nés par le service de la maternité Cochin, les parents sont contactés dans la chambre de l'enfant et l'expérience leur est expliquée. Une lettre d'information et une fiche de consentement leur est donnée pour signature avant la passation (selon le protocole approuvé par le CPP Ile de France 3, voir Annexe I page 313¹¹).

2.2.1.3 Population testée et population participant à l'analyse

Lors de la réalisation de cette expérience, 33 nouveau-nés ont été testés. Toutefois 7 sujets ont été exclus des analyses pour les raisons suivantes : 3 nouveau-nés s'endorment lors d'un essai, 1 nouveau-né pleure lors d'un essai et n'a pas pu à être calmé avant l'essai suivant, 3 nouveau-nés s'avèrent, a posteriori, ne pas remplir les critères d'inclusion.

La population participant à l'analyse est donc composée de 26 sujets dont les caractéristiques sont présentées dans le Tableau 3 suivant:

¹¹ Ce document a été utilisé pour toutes les études de cette thèse, l'avis favorable du CPP a été renouvelé plusieurs fois, le document en annexe en est la dernière version.

Age (j)	Terme (j)	Poids (g)	Taille (cm)	PC (cm)
2,81	277,38	3150,38	51,81	34,45
0,9	7,4	388,4	10,2	1,4

Tableau 3 : Caractéristiques des 26 sujets de l'Etude 1 (l'âge est celui du nouveau-né au moment du test et le poids, la taille et le PC (périmètre crânien) sont mesurés à la naissance). Les moyennes sont en gras et les écarts types en italique¹²

2.2.2 Matériel

2.2.2.1 Caractéristiques de l'installation

Un ordinateur relié à un vidéoprojecteur permet de projeter le stimulus visuel sur un miroir placé à 2m du vidéo projecteur et incliné à 45 degrés. Le miroir renvoie à son tour l'image sur une table en plexiglas (dimensions : 1m de longueur, 46cm de largeur, 1m de hauteur) située au-dessus du miroir (voir Figure 11)

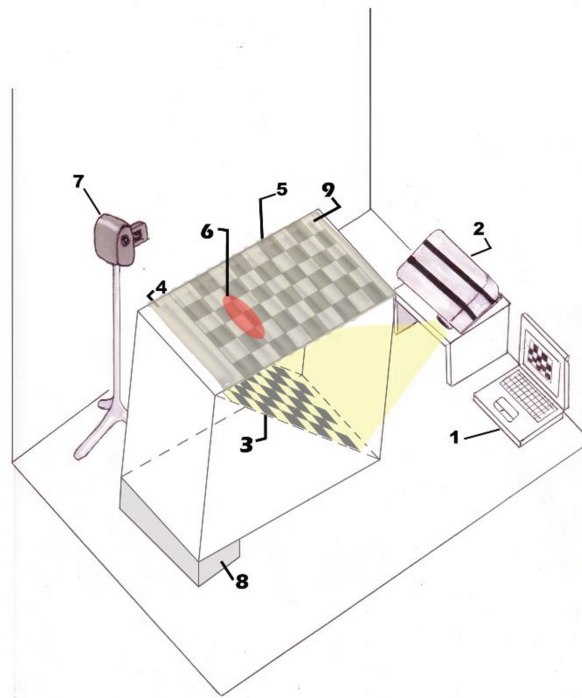


Figure 11: Schéma représentant l'installation expérimentale. 1 : Ordinateur, 2 : Vidéoprojecteur, 3 : Miroir, 4 : Table en plexiglas, 5 : Stimulus visuel, 6 : Emplacement de départ des genoux du nouveau-né, 7 : Caméra 90°, 8 : Cale permettant l'inclinaison de la table, 9 : Matelas à eau

¹² Il en sera de même pour tous les tableaux de ce document

Afin de faciliter la progression des nouveau-nés, la table a été inclinée de 5 degrés, afin de créer une pente descendante.

L'enfant est posé sur le ventre en position quadrupède, jambes et bras repliés, sur un matelas à eau transparent et boudiné, couramment utilisé en service de néonatalogie (BW Water Mattress, dimensions : 81x60x4cm), le matelas étant posé sur la table. Le stimulus visuel projeté sous la table traverse ce matelas (voir Figure 12).

Deux caméras numériques (enregistrement NTSC) sont situées à 90° d'angle, à gauche et à droite du nouveau-né, pour permettre la mesure de la distance parcourue et l'analyse quantitative et qualitative des mouvements de jambes et de bras. Ces caméras enregistrent 50 images par seconde.

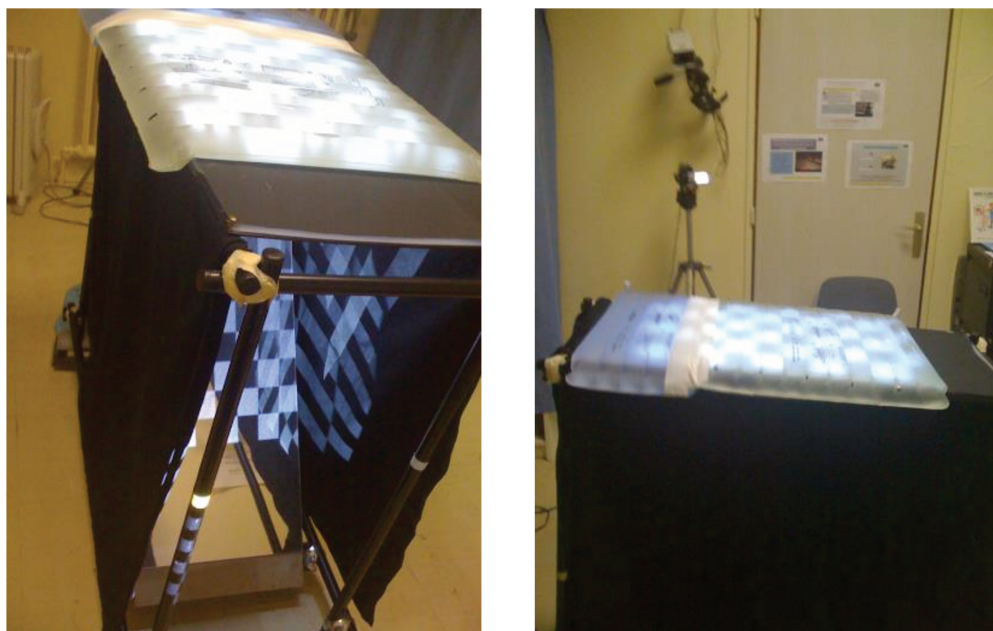


Figure 12: Photos de la projection du pattern visuel au travers du matelas à eau

2.2.2.2 Stimulation visuelle

La stimulation visuelle a été créée à l'aide du logiciel Pascal. Le stimulus visuel est un damier noir et blanc dont la taille projetée sur la table correspond à 60cm de hauteur, 42cm de largeur. Les carrés du damier font 7cm de largeur. Ce pattern est soit statique, soit en mouvement lamellaire afin de produire un flux optique qui peut se déplacer de la tête vers les pieds du nouveau-né

simulant un déplacement du corps propre vers l'avant ou des pieds vers la tête simulant un déplacement du corps propre vers l'arrière.

Le flux optique lamellaire défile sous le nouveau-né à une vitesse de 12,5cm/s, ceci conformément à l'étude du groupe de Barbu-Roth (Barbu-Roth et al., 2009) montrant que le déclenchement des pas de jambes en condition de marche aérienne est facilité lorsqu'un stimulus visuel de cette vitesse leur est présenté. La taille des carreaux a été adaptée ici, du fait que le nouveau-né a sa tête plus près du stimulus, par rapport à l'étude de Barbu-Roth et al. (2009) où les nouveau-nés sont maintenus en l'air.

La luminosité de la pièce est réduite afin d'amplifier le contraste du damier. La température y est maintenue aux environs de 22-24°C.

2.2.3 Protocole expérimental

Le nouveau-né est observé dans trois conditions de stimulation visuelle différentes:

- a) La condition « Avant » : le damier défile sous le corps du nouveau-né, de la tête vers les pieds, simulant un déplacement du nouveau-né vers l'avant
- b) La condition « Arrière » : le damier défile sous le corps du nouveau-né, des pieds vers la tête, simulant un déplacement du nouveau-né vers l'arrière
- c) La condition « Statique » : le damier reste statique

L'ordre des trois conditions est contrebalancé de façon aléatoire et chaque condition dure 1 minute. Dans chacune des conditions l'enfant est posé sur le ventre sur le matelas, avec sa tête reposant face sur le matelas et les quatre membres en flexion au contact de la surface au niveau des genoux, tibias et pieds pour les jambes et au niveau des coudes, avant-bras et mains pour les bras. Lorsque l'enfant est dans cette position, la projection du stimulus visuel est déclenchée.

Lors de la passation, l'expérimentateur en charge du matériel note également l'état d'éveil du nouveau-né pendant chaque essai afin de vérifier que celui-ci ne s'endort pas, ainsi que son temps de regard vers le stimulus visuel qui doit être d'au moins 30 secondes par essai.

2.2.4 Procédure

2.2.4.1 Manipulation du nouveau-né

Les nouveau-nés sont testés juste après l'allaitement, en stade d'éveil calme. Ce stade 3 sur l'échelle des états d'éveils de Prechtl correspond à une phase au cours de laquelle l'enfant garde les yeux ouverts, n'effectue pas de grands mouvements et où son rythme cardiaque et sa respiration sont stables. A ce stade, il est en état de vigilance accrue (H. F. R. Prechtl, 1974). Ce stade, qui dure seulement 10 minutes par cycle permet d'abord de s'assurer que les nouveau-nés auront bien les yeux ouverts afin de percevoir la stimulation, puis, d'avoir un état d'excitation le plus stable possible sur les trois conditions, puisqu'il a été montré qu'une augmentation importante de l'excitation de l'enfant (cris) est corrélée avec une augmentation de la réponse motrice. Cette corrélation est souvent citée dans les travaux de Thelen (Thelen et al. 1982; Esther Thelen, Fisher, et Ridley-Johnson 1984; Esther Thelen, Skala, et Kelso 1987) et a été récemment observée sur le nombre de cycle de pas de jambes en stepping (Siekerman et al., 2015). L'enfant est observé en body, les manches retroussées.

2.2.4.2 Les expérimentateurs

Deux expérimentateurs sont en charge de la manipulation :

Un expérimentateur est responsable de l'installation du matériel, de l'enregistrement vidéo et du déclenchement des différents stimuli visuels. L'autre expérimentateur est en charge de l'enfant pendant toute la passation.

2.2.5 Procédures de codage

2.2.5.1 Codage des pleurs

Afin d'évaluer l'état d'excitation de l'enfant au cours des essais et en particulier, de mesurer si les flux optiques n'augmentent pas de manière non spécifique l'état d'excitation de l'enfant, la durée des cris éventuels de l'enfant a été mesurée à posteriori pour chaque essai. Le codage des pleurs consiste à discriminer les périodes de temps où le nouveau-né pleure de celles où il ne pleure pas. La même méthode que celle utilisée par l'équipe de Barbu-Roth en 2009 et 2014 a été utilisée

(Barbu-Roth et al., 2009, 2014). Lorsque le nouveau-né pleure pendant plus de trois secondes de façon ininterrompue, la première des images où s'entend le pleur est codée « début du cri ». De la même façon lorsque le nouveau-né s'arrête de pleurer pendant plus de trois secondes, c'est alors la première des images sans pleurs qui est codée comme la « fin du cri ». Les valeurs issues de ce codage des cris sont fortement corrélées à l'état d'excitation du nouveau-né codé sur l'échelle de Thelen (Esther Thelen et al., 1984) comme l'ont montré Siekerman et ses collaborateurs (Siekerman et al., 2015).

2.2.5.2 Codage des mouvements des membres

Ce codage consiste à identifier et classer différents types de comportement moteur lors de l'observation image par image des membres, sur les enregistrements 2D effectués par les deux caméras situées de part et d'autre du nouveau-né, lors des tests.

Aucune étude n'a jamais procédé au codage image par image des mouvements de jambes et de bras lors de la mobilité quadrupède du nouveau-né humain. De plus, aucune étude n'a procédé au codage des mouvements locomoteurs des bras en position quadrupède. C'est pourquoi, deux protocoles différents ont été utilisés :

- 1) un protocole semblable à celui utilisé pour le codage de la marche érigée tactile ou aérienne lors des expériences du groupe de Barbu-Roth, avec le repérage d'un « cycle complet d'un pas », commençant par une flexion suivie d'une extension, comme comportement de base à identifier et à extraire des données vidéo
- 2) un protocole créé pour analyser tous les mouvements de flexion et d'extension effectués par les membres en position ventrale, ceci quel que soit l'ordre d'enchaînement des flexions et extensions et sans se préoccuper de leur inclusion dans un cycle complet flexion-extension de pas.

Toutefois les deux protocoles partagent des principes généraux communs quant au codage image par image du début et de la fin de chaque cycle de pas ou de chaque mouvement de flexion et extension pris séparément, à savoir :

- a) Le codage est effectué pour les 4 membres de façon séparée

- b) Tout mouvement de flexion ou extension ou cycle de pas est codé par deux temps, un temps de début et un temps de fin, ces deux temps étant exprimés en nombre d'images écoulées depuis le début de l'essai
- c) Un mouvement de bras ou de jambes est codé s'il y a observation d'un déplacement par rapport au centre de masse du nouveau-né.
- d) Seuls les mouvements effectués dans le plan longitudinal du sujet sont codés. Les mouvements ou cycles de pas qui ont uniquement une composante médio-latérale ne sont pas codés, bien qu'ils soient souvent observés sur le bras et parfois sur le segment jambier : ces mouvements ou cycles de pas ne sont pas considérés comme locomoteurs. De plus, la position latérale des caméras n'offre qu'une vue sur le plan sagittal du nouveau-né et ne permet pas de les identifier nettement.
- e) Lorsqu'il y a propulsion du sujet, les mouvements ou cycles de pas sont codés, qu'ils semblent participer activement ou passivement à l'effort propulsif. Sans électromyographie, procédure complexe à mettre en place chez le nouveau-né (Dominici et al. 2011, Siekerman communication personnelle) il est impossible de savoir avec certitude si les muscles d'un membre se contractent ou non lors de son déplacement. Il est donc quelquefois possible que le mouvement, ou cycle de mouvement codé sur un membre, soit dû à l'action d'un autre membre. Par exemple, il est possible d'observer en simultanément, sur deux membres, l'un inférieur et l'autre supérieur, un déplacement dirigé vers l'arrière ressemblant à une poussée et conduisant à un déplacement du corps du nouveau-né vers l'avant, sans qu'il soit techniquement possible de savoir si les deux membres participent à la propulsion ou si l'un des deux seulement est actif et l'autre passif.
- f) Un mouvement de flexion-extension ou cycle de pas dont l'initiation ou l'arrêt se situe en dehors du temps de l'essai n'est pas codé.

2.2.5.3 Codage des mouvements basé sur le cycle de pas

Lors de ce codage, deux types de cycles de pas sont distingués : les cycles potentiellement propulsifs que l'on nomme Step, et les cycles qui ne peuvent en aucun cas être propulsifs que l'on nomme Kick pour les jambes et Pump pour les bras. Un cycle complet de pas est défini comme la suite d'une flexion puis d'une extension du membre, séparés éventuellement par une pause intra

cycle entre la flexion et l'extension et une pause inter cycle, qui sépare deux cycles successifs de pas.

2.2.5.3.1 Les Step de jambes

Ce sont les cycles de pas produits au niveau des jambes qui sont de nature à rendre possible la propulsion du nouveau-né. Pour cela, il est donc nécessaire que le déplacement du genou qui est la partie la plus en contact avec le matelas et sur laquelle le nouveau-né prend son appui principal, s'effectue dans l'axe longitudinal du sujet. Ainsi, le Step de jambes correspond à l'avancée et au recul successifs du genou, par rapport au centre de masse du nouveau-né, obtenus par flexion puis extension de la hanche et/ou du genou.

2.2.5.3.2 Les Step de bras

Ce sont les cycles de pas produits au niveau des bras qui sont de nature à rendre possible la propulsion du nouveau-né. Pour cela, il est donc nécessaire que le déplacement de la main qui est la partie la plus en contact avec le matelas et sur laquelle le nouveau-né prend son appui principal, s'effectue dans l'axe longitudinal du sujet. Ainsi, le Step de bras correspond à l'avancée et au recul successif de la main, par rapport au centre de masse du nouveau-né, par une flexion puis extension de l'épaule et/ou du coude.

2.2.5.3.3 Les Kick

Ce sont les cycles qui s'observent sur les jambes et pour lesquels ne sont pas observés de déplacements du genou par rapport au centre de masse du nouveau-né. Ainsi, les Kick s'apparentent à un mouvement du talon vers la fesse avec avancée puis recul de la cheville par une flexion puis extension du genou.

2.2.5.3.4 Les Pump

Ce sont les cycles qui s'observent sur les bras et pour lesquels le déplacement de la main ne possède pas de composante dans l'axe longitudinal du corps du nouveau-né. Ils correspondent à une élévation verticale suivie d'un abaissement de la main, du coude ou des deux ensembles, par flexion puis extension du coude mais aussi par abduction puis adduction de l'épaule. Lorsque le Pump concerne une élévation suivie d'un abaissement du coude avec la main en appui constant sur le

matelas, ce qui est le cas le plus fréquent, l'effet produit peut s'apparenter à un mouvement de pompe, par flexion puis extension du coude alors que la main reste fixe et en appui.

2.2.5.3.5 Pause intrastep

Que ce soit entre les avancées et les reculs du genou pour les Step de jambes, entre les avancées et les reculs de la main pour les Step de bras, entre les avancées et reculs de la cheville pour les Kick ou entre les montées et les descentes de la main ou du coude pour les Pump, il peut s'observer un moment d'immobilité appelé « pause intra-pas ». D'après Thelen et Ulrich cette pause intra-pas, observée dans le *stepping*, ne doit pas être trop longue pour que le pas soit considéré comme tel (Thelen et Ulrich 1991). Afin d'adapter cette définition à la mobilité quadrupède du nouveau-né, la limite de l'intra-pas maximum toléré a été définie selon les durées des pauses intra-pas observées dans chaque catégorie de pas¹³.

2.2.5.4 Critique du codage des mouvements basé sur les cycles de pas

2.2.5.4.1 Non adéquation du codage par cycle de pas avec la mobilité quadrupède

Cette façon de coder le comportement moteur du nouveau-né s'est avérée limitée et non adaptée à la nature du comportement observé, pour plusieurs raisons. Tout d'abord, ce principe hérité du codage de la marche primitive érigée, basé sur le pas, lui-même hérité de la marche mature, impose des contraintes adulte-centrées basées sur la présence d'un cycle de pas commençant par une flexion suivie d'une extension et ceci avec une contrainte de temps pour la pause entre flexion et extension. Ce codage n'est pas adapté à ce qui est observé chez le nouveau-né, particulièrement en position quadrupède.

En effet à cet âge, la variabilité du répertoire moteur des membres est considérable (Esther Thelen et al., 1987). Il est donc difficile d'extraire un comportement aussi complet et invariable que le pas (Siekerman et al., 2015).

¹³ Voir section 2.3.2.1.1 page 96

De plus, les mouvements des bras, pris en compte au même niveau que ceux des jambes dans la mobilité quadrupède, disposent anatomiquement d'un plus grand nombre de degrés de liberté, ce qui augmente encore la variabilité.

Plus encore, lors de la marche tactile érigée du nouveau-né ou stepping, le temps entre la flexion et l'extension nécessite une contraction musculaire car le membre subit la force de la gravité ; ce qui n'est pas le cas lors de la position ventrale où le membre peut en permanence être en appui. Ainsi lors du stepping, l'extension suit logiquement la flexion et le temps de pause entre flexion et extension est court ; ce qui n'est pas obligatoirement le cas lors de la position ventrale, où le mouvement peut commencer par une extension par exemple et le temps entre flexion-extension peut être beaucoup plus long.

Enfin, la position sur le ventre permet plus difficilement au nouveau-né d'extraire complètement un membre du sol, en particulier pour les membres inférieurs. Ainsi, les forces de frictions imposées par le sol sur les membres sont plus importantes qu'au cours du stepping, du kicking (pédalage sur le dos)...etc et restreignent la fluidité et l'enchaînement des mouvements.

2.2.5.4.2 Observations pratiques

Lors du codage basé sur les cycles de pas, trois phénomènes majeurs ont été observés, pour lesquels cette façon de coder n'est pas adaptée :

- a) Les pas incomplets : ce sont des cycles de pas incomplets qui ne sont que des extensions seules ou des flexions seules, sans qu'elles semblent rattachées à un pas. Ces flexions et extensions seules doivent toutefois être codées, car il arrive qu'elles soient propulsives.
- b) Les pas inversés : s'observent sur des nouveau-nés qui groupent leurs mouvements d'une façon inverse à ce qu'impose un cycle de pas, c'est-à-dire en commençant par l'extension et en terminant par la flexion. Thelen elle-même avait déjà identifié ce comportement lors de ses travaux sur le kicking (Esther Thelen et al., 1981). Pour ces sujets, le codage en terme de cycle de pas n'est pas adapté et ne représente en rien la nature du comportement observé. De plus, coder les pas d'un tel sujet donne des résultats aberrants lorsque l'on veut par exemple calculer des durées (voir Figure 13 ci-après). Il peut arriver aussi qu'un même sujet groupe ses mouvements de deux façons différentes, c'est-à-dire qu'il fasse des cycles

où s'enchaînent une flexion puis une extension, mais aussi des cycles où s'enchaînent une extension puis une flexion, lors du même essai.

- c) Les pas segmentés : ce sont des moments où le nouveau-né produit des successions de mouvements allant dans la même direction et ne formant pas un cycle de pas, entrecoupés d'un arrêt conséquent. Par exemple, lorsque le sujet enchaîne trois avancées de genou à la suite avec de longues pauses à chaque fois.
- d) Les temps de pause trop longs au sein d'un pas : ce sont des cycles de pas au cours desquels le membre se trouve à l'arrêt, souvent entre l'avancée et le recul du genou pour l'exemple des Step de jambes, pendant une période de temps qui semble trop longue par rapport aux périodes de temps où un mouvement est observé. Contrairement aux pas observés durant le stepping, où la gravité contraint le membre à se contracter au milieu d'un cycle lorsqu'un arrêt est marqué, dans le cas de la position sur le ventre cette contrainte mécanique n'existe pas et les pauses au milieu d'un pas peuvent être excessivement longues, ce qui donne, une fois codée, l'illusion d'une activité motrice longue alors que celle-ci est largement minoritaire dans le comportement codé.

2.2.5.4.3 Choix d'une nouvelle méthode de codage

Pour des raisons théoriques mais aussi pratiques, il semble plus judicieux, compte tenu des observations mentionnées ci-dessus, de désapparier le pas de sa flexion et de son extension, et de prendre ces deux modalités de mouvement comme unité de base du codage en les considérant, a priori, comme indépendantes.

La Figure 13 ci-dessous, représente pour un même sujet testé dans la même condition, l'enchaînement des mouvements obtenu selon que l'on code seulement les flexions et extensions, ou que l'on code les cycles complets de pas.

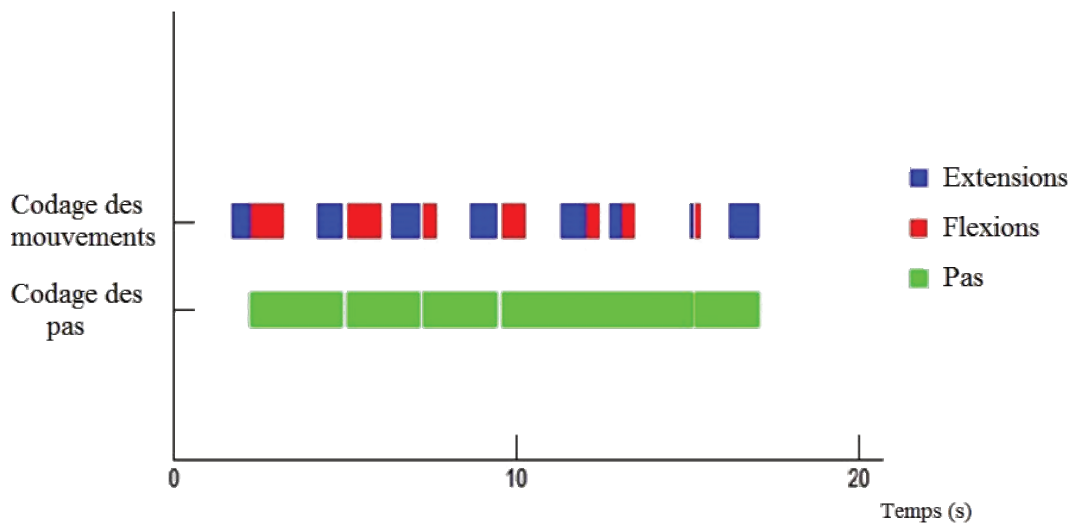


Figure 13: Exemple d'un déroulé temporel du codage des flexions et extensions versus des pas de jambes

Il apparaît clairement, pour l'exemple de ce sujet entre autres, que le codage des pas ne correspond pas à la réalité des mouvements observés. Ici le sujet enchaîne des mouvements en commençant par des extensions (en bleu) et fait des pauses relativement longues entre ses flexions et ses extensions. Tout se passe comme si les cycles de mouvements suivaient la règle extension puis flexion et non pas flexion puis extension. C'est pourquoi la méthode de codage du pas, héritée des études sur la marche néonatale érigée et imposant une flexion en début de cycle, ne convient pas.

Dans un souci de traiter exactement de la même façon les différents nouveau-nés, sans perdre en précision, un codage différent, plus précis et basé simplement sur les mouvements de flexion ou d'extension, a donc été mis en place. L'enchaînement de ces mouvements (flexion et extension) peuvent, ou non, former des pas (Step, Kick, Pump), tels qu'ils sont définis précédemment, mais ils ne seront pas comptabilisés et analysés de la sorte.

2.2.5.5 Codage des mouvements basé sur les flexions et extensions

Pour ce codage, par souci de simplicité, les noms des trois catégories de cycle de pas que sont les Step, Kick et Pump sont conservés. Toutefois, ne sont codées que des flexions de Step, des

extensions de Step, des flexions de Kick, des extensions de Kick, des flexions de Pump et des extensions de Pump. Un temps de départ et un temps d'arrêt sont codés pour chacune de ces flexions ou extension, qui sont les seuls comportements moteurs codés et il n'est jamais question de coder un Step, un Kick ou un Pump en tant que tel.

2.2.5.5.1 Les mouvements de flexion de Step

Au niveau des jambes, ils correspondent à des avancées du genou produites par flexion de la hanche avec ou sans flexion ou extension du genou.

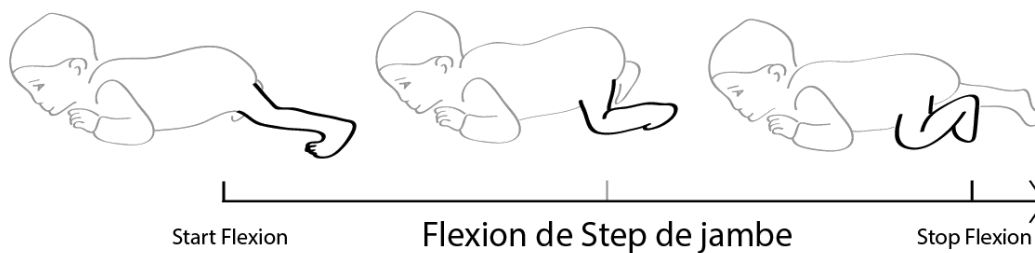


Figure 14 : Schéma représentant, de gauche à droite, le déroulement temporel de la flexion de Step de jambes

An niveau des bras, ils correspondent à des avancées de la main produites par flexion de l'épaule, ou encore par flexion du coude.

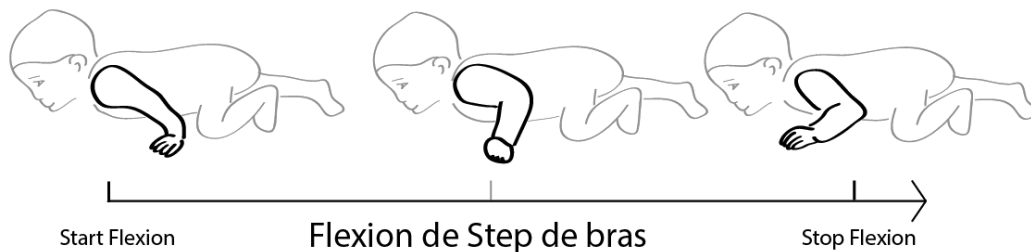


Figure 15 : Schéma représentant, de gauche à droite, le déroulement temporel de la flexion de Step de bras

2.2.5.5.2 Les mouvements d'extension de Step

Au niveau des jambes, ils correspondent à des reculs du genou produits par extension de la hanche avec ou sans flexion ou extension du genou.

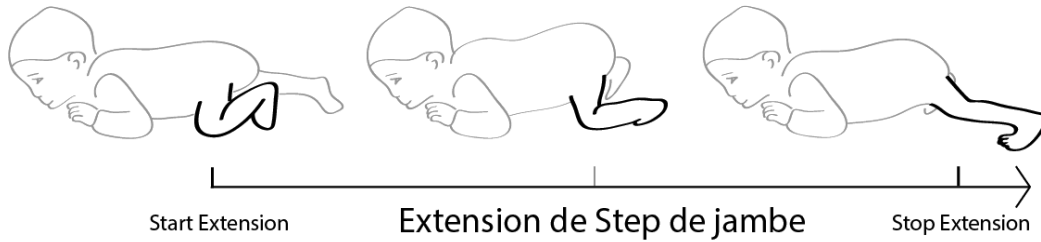


Figure 16 : Schéma représentant, de gauche à droite, le déroulement temporel de l'extension de Step de jambes

An niveau des bras, ils correspondent à des reculs de la main produits par extension de l'épaule ou encore par flexion ou extension du coude.

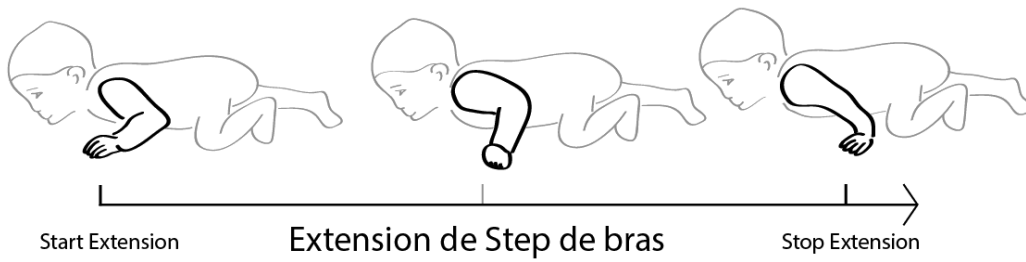


Figure 17 : Schéma représentant, de gauche à droite, le déroulement temporel de l'extension de Step de bras

2.2.5.5.3 Les mouvements de flexion ou d'extension de Kick

Ils ne s'observent que sur les jambes. Les mouvements de flexion de Kick correspondent à des montées de la cheville par flexion du genou, sans flexion de hanche. Ils ressemblent la plupart du temps à des mouvements de « talon-fesse »

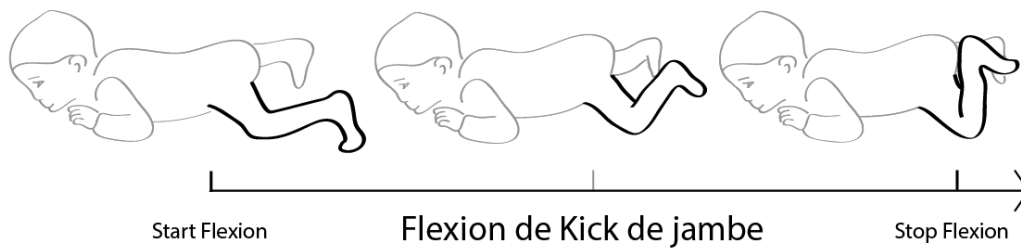


Figure 18 : Schéma représentant, de gauche à droite, le déroulement temporel de la flexion de Kick de jambes

Les mouvements d'extension de Kick correspondent à des descentes de la cheville par extension du genou.

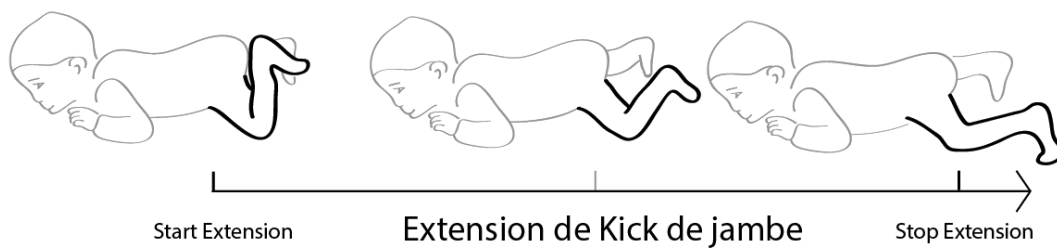


Figure 19 : Schéma représentant, de gauche à droite, le déroulement temporel de l'extension de Kick de jambes

2.2.5.5.4 Les mouvements de flexion et d'extension de Pump

Ils ne s'observent que sur les bras. Les mouvements de flexion de Pump correspondent à des montées de la main ou du coude par flexion ou extension du coude, parfois avec abduction ou rotation de l'épaule.

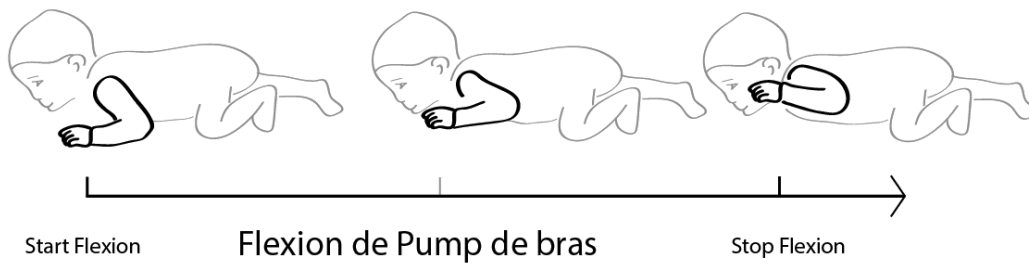


Figure 20 : Schéma représentant, de gauche à droite, le déroulement temporel de la flexion de Pump de bras

Les mouvements d'extension de Pump correspondent à des descentes de la main ou du coude par flexion ou extension du coude, parfois avec adduction ou rotation de l'épaule.

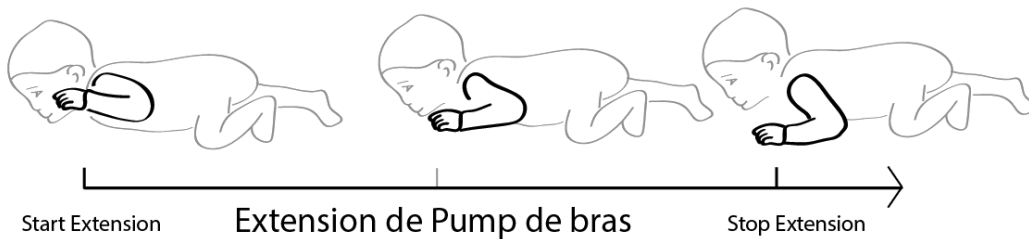


Figure 21 : Schéma représentant, de gauche à droite, le déroulement temporel de l'extension de Pump de bras

2.2.5.6 Codage de la distance parcourue

La distance parcourue par les nouveau-nés pour chaque condition a été estimée à l'aide d'une simple règle appliquée sur l'écran de l'ordinateur lors de la visualisation de la vidéo. La caméra étant fixe durant toute la condition et l'écart entre trois repères placés sur le matelas connu, une règle de trois est ensuite appliquée à la distance mesurée sur l'écran entre le sommet du crâne du nouveau-né à la première image et le sommet du crâne à la dernière image, pour obtenir une approximation de la distance parcourue vers l'avant par le nouveau-né durant l'essai.

2.2.5.7 Coefficients de corrélation

Que ce soit pour le codage des pleurs, pour les deux types de codage des membres ou pour le codage de la distance parcourue, 10% des codages ont été recodés par un codeur différent et 5% par le même codeur. Il a ensuite été calculé des coefficients de corrélation, inter et intra juge. Chaque codage a été validé lorsque les coefficients de corrélation étaient supérieurs à 80 %. En cas de litiges entre codeurs, un codage supplémentaire était effectué par une troisième personne.

2.2.6 Analyse de la coordination des mouvements des membres

2.2.6.1 Coordination des cycles de pas

L'analyse de la coordination pour la méthode basée sur le pas s'appuie sur les travaux de Thelen sur tapis roulant (Thelen et Ulrich 1991; Groenen et al. 2010). Tout comme pour le protocole de codage du pas, la méthodologie, ainsi que son assise théorique, est basée sur l'observation de la marche érigée tactile chez le nourrisson plus âgé.

Afin de déterminer le décours d'apparition temporel des pas pendant les 60 secondes de chaque essai et la coordination temporelle de ces pas entre eux, pour les jambes et les bras, chaque début et fin d'un pas codé a été positionné sur une échelle chronologique de 60 secondes, pour chaque sujet pour une condition donnée et pour chacune des six paires de membres (voir Figure 22).

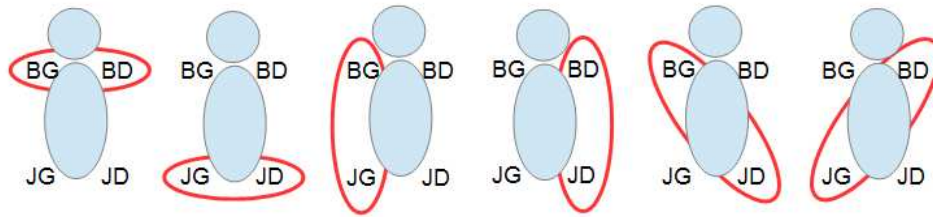


Figure 22: Schéma représentant les différentes paires de membre. BG pour Bras Gauche, BD pour Bras Droit, JG pour Jambe Gauche JD pour Jambe Droite

Au sein de chacune des six paires de membres est étudiée la coordination d'un membre (appelé limb1) par rapport à l'autre (appelé limb2). Lorsqu'un pas du limb2 succède à un pas du limb1, le pas du limb1 peut être classé dans deux catégories de pas coordonnés. Si le pas du limb2 débute dans un temps compris dans les premiers 20% de la durée totale du pas du limb1 alors le pas du limb1 est considéré comme parallèle. Si le pas du limb2 débute dans un temps compris entre 20 et 80% de la durée totale du pas du limb1, alors le pas du limb1 est considéré comme un pas alterné (voir Figure 23).

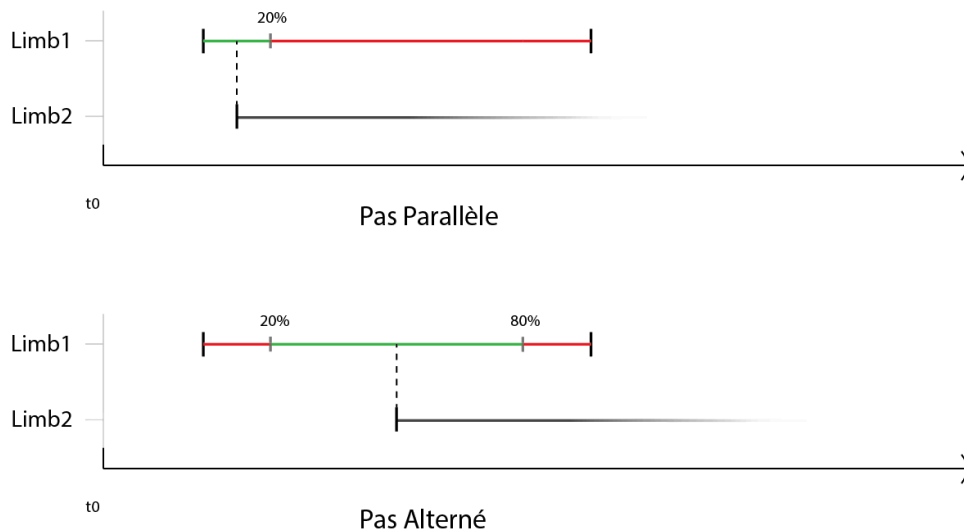


Figure 23: Schéma représentant le déroulé temporel et l'apparition de deux pas sur deux membres appelés limb1 et limb2 dans le cas d'un pas parallèle ou alterné du limb1

Lorsque le pas d'un membre est succédé par un pas produit par le même membre (un pas du limb1 succède à un pas du limb1), celui-ci est considéré comme un pas isolé et n'est pas considéré comme coordonné. De plus, si le pas du limb2 débute après les premiers 80% de la durée totale d'un pas du limb1, alors le pas du limb1 est aussi considéré comme isolé.

Pour les mêmes raisons que celles évoquées dans la partie *Critique du codage des mouvements basé sur les cycles de pas* (2.2.5.4), le cycle de pas ne reflète pas la réalité des mouvements, qui correspond beaucoup plus à un enchaînement de flexions et d'extensions. Une analyse différente de la coordination a donc été effectuée sur l'enchaînement de ce type de mouvements.

2.2.6.2 Co activation des flexions-extensions des membres

Contrairement au calcul précédent de la coordination, basé sur un ordre sélectif d'apparition temporelle de cycles de pas, il est ici question d'analyser la co-activation des mouvements de flexion et d'extension.

Premièrement, pour chaque sujet, par condition, un profil d'activation binaire est observé pour chaque membre dans chaque essai, selon le codage des flexions et des extensions, qui sont toutes deux des périodes de temps où le membre est en activité. Le profil binaire observé contraste l'état actif par rapport à l'état inactif, sans prendre en compte si le membre est en flexion ou en extension.

Pour chaque paire de membres (voir Figure 22), un des états A suivant est observé pour chaque image, les membres étant notés limb1 et limb2 (voir Tableau 4):

- A0: ni limb1 ni limb2 ne sont actifs
- A1: limb1 est actif et limb2 est inactif
- A2: limb1 est inactif et limb2 est actif
- A12: limb1 et limb2 sont actifs

		limb1	
		actif	inactif
limb2	actif	A12	A2
	inactif	A1	A0

Tableau 4 : Tableau représentant les différents états dans lesquels peuvent se trouver limb1 et limb2

Le rapport de co-activation est défini comme le rapport: $R12 = \frac{\sum A12}{\sum A1 + \sum A2 + \sum A12}$

Ce rapport de co-activation ne prend donc pas en considération les moments où les deux membres sont inactifs (A0), il est calculé uniquement lorsqu'au moins un des deux membres est actif. Ce rapport est sensible à la quantité de mouvements produite par les deux membres lors de la minute d'essai. Ainsi, plus la quantité de mouvements est élevée sur l'un ou l'autre des deux membres, plus il y a de chance d'observer des mouvements co-activés par hasard et non par un mécanisme neuromusculaire sous-jacent.

C'est pourquoi, pour estimer la densité de probabilité du rapport R12, sous l'hypothèse d'indépendance de l'activation entre limb1 et limb2, une procédure de randomisation a été réalisée.

Pour chaque membre, un **profil d'activation randomisé**, a donc été créé en partant du **profil d'activation observé**. Pour se faire, le profil d'activation observé a été découpé en moments actifs (périodes continues d'activité représentant un mouvement codé) et en moments inactifs (périodes continues d'inactivité représentant un intervalle de temps où aucun mouvement n'a été codé). Les moments diffèrent les uns des autres de par leur longueur. Comme tous les essais ont commencé et fini par un moment inactif (conformément au protocole de codage), la durée totale de chaque essai a été divisée en k moments actifs et k+1 moments inactifs. Le profil d'activation randomisé est généré en alternant aléatoirement des moments actifs et inactifs. Un moment inactif est prélevé au hasard sans remplacement parmi les k + 1 moments inactifs observés. Ensuite, un moment actif est ajouté en le tirant au hasard sans remplacement parmi les k moments actifs. La procédure se poursuit en alternant des moments inactifs et actifs jusqu'à épuisement des moments mesurés disponibles. Au final, le profil d'activation randomisé a la même longueur que le profil d'activation observé, est composé des mêmes moments actifs et inactifs, mais leur ordre d'apparition au cours du temps est rendu complètement aléatoire. Cette procédure est répétée 5000 fois afin d'obtenir 5000 profils d'activation randomisés pour chaque profil d'activation observé.

Pour chaque paire de membres, 5000 **rapports de co-activation théorique** sont alors calculés sur les 5000 profils d'activation randomisés des limb1 et limb2 pris deux à deux. A partir de la distribution des valeurs de ces rapports de co-activation théorique, une valeur p comprise entre 0 et 1 est calculée correspondant à la fréquence pour laquelle le rapport de co-activation observé est

supérieur à un rapport de co-activation théorique. Une valeur de p inférieure à 0.5 signifie ainsi que le nouveau-né active moins les deux membres ensemble que ce que l'on observe pour des activations totalement aléatoires de ses membres. Une valeur de p de 0.5 signifie que le nouveau-né active les deux membres d'une façon identique à ce que l'on observe sur une activation totalement aléatoire. Enfin, une valeur de p supérieure à 0.5 signifie que le nouveau-né active plus les deux membres ensemble que ce qu'il ferait s'il les activait et les désactivait par hasard.

Une valeur z (z-score) est également calculée comme la fonction probit (à savoir la fonction quantile de la répartition normale) de la valeur de p calculée. Ainsi, la valeur z obtenue pour chaque paire de membres permet d'appréhender si le rapport de co-activation des profils d'activation observés des membres, est supérieur au hasard tout en étant totalement indépendant du nombre de mouvements observés.

2.2.7 Calcul du pourcentage de nouveau-nés effectuant une mobilité quadrupède complète et/ou propulsive

Afin de mesurer le pourcentage des sujets capables d'effectuer des mouvements en quantité non négligeable sur leur quatre membres (comportement appelé alors « mobilité quadrupède complète »), lors de chaque condition, un seuil minimum a été défini quant au nombre de mouvements locomoteurs des quatre membres effectués par chaque enfant, dans chaque condition. Le calcul de ce seuil a donc été effectué uniquement sur les mouvements de la catégorie des Step, considérés comme possiblement locomoteurs. Ce seuil est différent selon la méthode de codage basée sur les cycles de pas ou les flexions-extensions.

2.2.7.1 Mobilité quadrupède complète selon la méthode basée sur les cycles de pas

Pour être classé comme produisant une mobilité quadrupède complète pour une condition donnée, le nouveau-né doit produire deux cycles de Step ou plus, sur chacun de ses quatre membres durant cette condition.

2.2.7.2 Mobilité quadrupède complète selon la méthode basée sur les flexions et extensions

Pour être classé comme produisant une mobilité quadrupède complète pour une condition donnée, le nouveau-né doit produire cinq mouvements de flexion ou extension de Step ou plus, sur chacun de ses quatre membres durant cette condition.

2.2.7.3 Mobilité quadrupède complète et propulsive

Afin d'être classés comme exprimant une mobilité quadrupède complète et propulsive, les nouveau-nés doivent exprimer une mobilité quadrupède complète, selon les critères décrits précédemment, et avoir parcouru un minimum de 5 cm sur le matelas lors de la condition.

2.2.8 Présentation des données

Lors de cette étude, mais aussi dans les études suivantes, les représentations graphiques seront faites par des boîtes à moustache de Tukey, afin d'apprécier la variabilité et la dispersion des données. Les barres (moustaches) basses et hautes représentent respectivement les 10^{ème} et 90^{ème} centiles, les bords bas et hauts des boîtes représentent respectivement les 1^{er} et 3^{ème} quartiles et les carrés rouges représentent les médianes. Les analyses statistiques se basant sur les moyennes pour comparer les différents facteurs, variables ou groupes, des cercles jaunes représentant ces moyennes sont ajoutés dans les boîtes.

Sur les graphiques, les différences significatives présentées dans le texte seront représentées par des étoiles avec une étoile (*) lorsque le p est inférieur à 0.05, deux étoiles (**) lorsqu'il est inférieur à 0.01 et trois étoiles (***) lorsqu'il est inférieur à 0.001.

Les tableaux présentant les valeurs calculées ou observées contiennent à chaque fois les moyennes en gras et les écarts types en dessous, en petit et en italique.

Que ce soit pour les graphiques, les étoiles, ou les tableaux, il en sera de même pour l'ensemble du document.

2.3 Résultats

2.3.1 Durée des pleurs

Les résultats obtenus suite au codage de la durée des pleurs sont présentés dans le Tableau 5 ci-dessous.

Avant	Arrière	Statique
22,50	21,20	17,90
<i>24,5</i>	<i>24,0</i>	<i>23,5</i>

Tableau 5 : Durée des pleurs en secondes, par condition. Les moyennes sont en gras et les écarts types en italique

Une analyse de la variance¹⁴ (ANOVA) à mesures répétées sur les durées des pleurs avec le facteur Condition, ne révèle aucune différence significative ($F(2,50)=0.75$, $p=0.476$)

2.3.2 Nombre et durées des cycles et mouvements codés

2.3.2.1 Résultats pour les cycles de pas

2.3.2.1.1 Exclusion des cycles de pas trop longs

Sur l'ensemble des sujets et des conditions, ont été codés :

- 1288 cycles de Step de jambes
- 278 cycles de Kick
- 348 cycles de Step de bras
- 404 cycles de Pump

Afin de ne garder que les cycles présentant une pause acceptable à l'intérieur du pas (voir méthodologie section 2.2.5.3.5), les durées des pauses « *intra-pas* » (soit le temps compris entre la fin de la flexion et le début de l'extension) ont été calculées pour chacune des 4 catégories de pas.

¹⁴ L'acronyme usuel ANOVA, pour "ANalysis Of Variance" sera utilisé tout au long de ce rapport de thèse

Au sein de chacune de ces quatre catégories, les cycles de pas comportant une pause *intra-pas* supérieure à la durée moyenne additionnée de l'écart type ont été exclus. Les valeurs moyennes et les écarts types des pauses *intra-pas* de chacune des catégories de pas sont présentés dans le Tableau 6.

Step de jambes	Kick de jambes	Step de bras	Pump de bras
1,39	0,87	2,07	0,56
<i>2,8</i>	<i>1,3</i>	<i>4,2</i>	<i>1,1</i>

Tableau 6: Durées des pauses intra-pas en secondes, pour les différentes catégories de cycle de pas. Les moyennes sont en gras et les écarts types en italique

Ainsi, selon les résultats présentés dans le Tableau 6 ci-dessus :

- 42 cycles de pas (3.2%) ont été exclus pour la catégorie des Step de jambes
- 12 cycles de pas (4.3%) ont été exclus pour la catégorie des Kick
- 15 cycles de pas (4.3%) ont été exclus pour la catégorie des Step de bras
- 17 cycles de pas (4.2%) ont été exclus pour la catégorie des Pump

Seuls les cycles de pas non exclus ont été gardés pour les analyses suivantes

2.3.2.1.2 Nombre de cycle de pas

Le Tableau 7 ci-dessous présente les moyennes des nombres de cycles de pas observés pour chaque condition, pour chaque membre, pour chaque catégorie, et chaque latéralité.

		Avant		Arrière		Statique	
		Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Jambe	Step	9,29 <i>7,9</i>	9,09 <i>9,1</i>	8,99 <i>7,3</i>	8,82 <i>6,4</i>	7,05 <i>5,4</i>	5,64 <i>4,8</i>
	Kick	1,86 <i>2,4</i>	2,35 <i>2,6</i>	0,85 <i>1,5</i>	1,42 <i>1,9</i>	1,72 <i>2,4</i>	2,18 <i>3,2</i>
Bras	Step	1,49 <i>1,9</i>	2,55 <i>2,7</i>	2,37 <i>3,1</i>	2,65 <i>2,6</i>	1,25 <i>2,5</i>	2,93 <i>2,8</i>
	Pump	2,43 <i>2,8</i>	2,72 <i>3,8</i>	2,13 <i>2,4</i>	2,33 <i>2,5</i>	1,97 <i>2,7</i>	2,17 <i>3,1</i>

Tableau 7: Nombre moyen (en gras) et écart type (en italique) des cycles de pas observés par minute, par condition, par latéralité, par catégorie et pour les jambe et les bras.

Pour le nombre de cycles de pas, une ANOVA à mesure répétée est effectuée avec les facteurs intra-sujets suivants :

- Le facteur Condition qui possède 3 niveaux : Avant, Arrière ou Statique
- Le facteur Membre qui possède 2 niveaux : Jambe ou Bras
- Le facteur Catégorie qui possède 2 niveaux : Step ou Kick pour les jambes et Step ou Pump pour les bras
- Le facteur Latéralité qui possède 2 niveaux : Gauche ou Droite

2.3.2.1.2.1 Comparaison du nombre de pas de bras et de jambes

Premièrement, l'ANOVA révèle un effet significatif d'interaction entre le facteur Membre et le facteur Catégorie ($F(1,25)=28.6, p<0.001$).

Une analyse post hoc par le test HSD de Tukey¹⁵ révèle (Voir Figure 24):

- Que le nombre de Step produit par les jambes est significativement supérieur aux nombres de Step et de Pump produits par les bras ($p<0.001$)

¹⁵ Tous les test post hoc sont effectués par le test HSD de Tukey dans ce document, il ne le sera pas toujours répété

- Que les jambes produisent significativement plus de Step que de Kick ($p < 0.001$) alors qu'aucune différence significative n'est obtenue entre le nombre de Step et de Pump pour les bras.

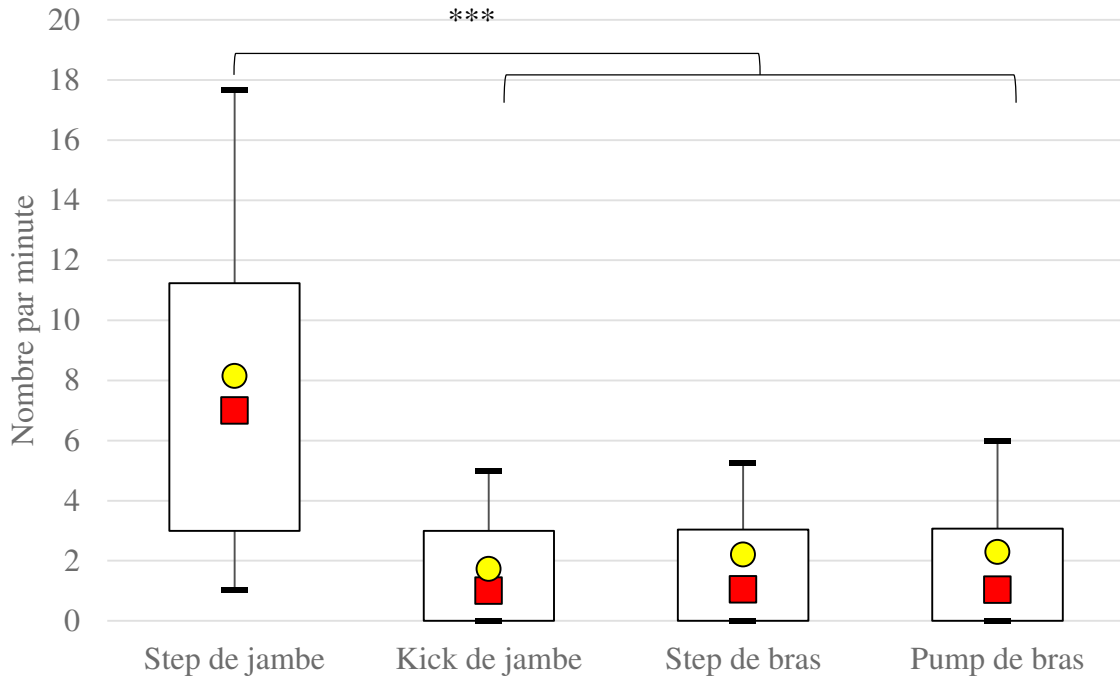


Figure 24 : Nombre de cycles de pas observé par membre et par catégorie. Les barres (moustaches) basses et hautes représentent respectivement les 10^{ème} et 90^{ème} centiles, les bords bas et hauts des boîtes représentent respectivement les 1^{er} et 3^{ème} quartiles, les carrés rouges représentent les médianes et les cercles jaunes représentent les moyennes¹⁶

2.3.2.1.2.2 Effet des flux optiques sur le nombre de pas

Deuxièmement, l'ANOVA révèle un effet significatif d'interaction entre les facteurs Condition, Membre et Catégorie ($F(2,50)=4.33$, $p=0.018$)

Une analyse post hoc révèle que l'effet du facteur Condition sur le nombre de cycle de pas produit est significatif seulement sur les Step de jambes. Le nombre de Step de jambes est significativement supérieur en condition Avant et Arrière par rapport à la condition Statique (respectivement $p=0.002$ et $p=0.008$) bien qu'ils ne soient pas différents entre eux (voir Figure 25).

¹⁶ Il en sera de même pour l'ensemble des diagrammes en boîte à moustache du document

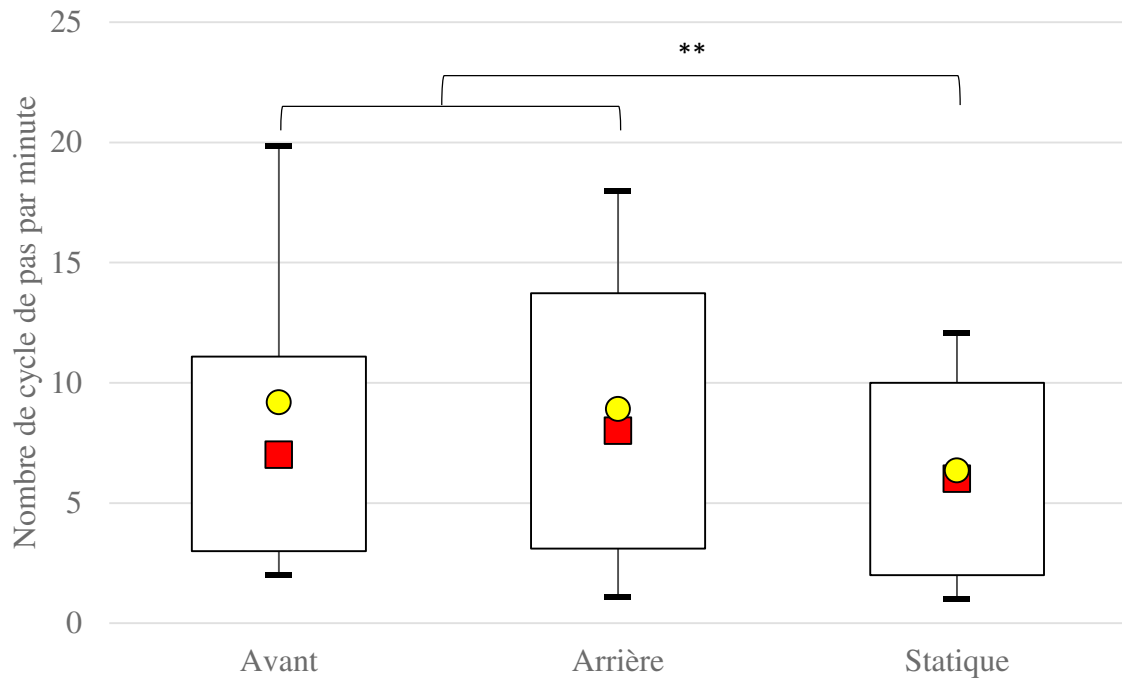


Figure 25 : Nombre de Step de jambes par condition

2.3.2.1.2.3 Latéralité des pas de bras et de jambes

Enfin, l'ANOVA révèle un effet significatif d'interaction entre le facteur Membre et le facteur Latéralité ($F(1,25)=6.21$, $p=0.019$).

Une analyse post hoc révèle que le nombre de cycles de pas produits par le bras droit est supérieur au nombre de cycles de pas produits par le bras gauche ($p=0.014$). Toutefois, bien que la différence entre le nombre de cycles de pas produits par les jambes et les bras est significativement supérieure ($p>0.001$), la différence entre le nombre de cycles de pas produits par la jambe gauche et la jambe droite n'est pas significative (voir Figure 26).

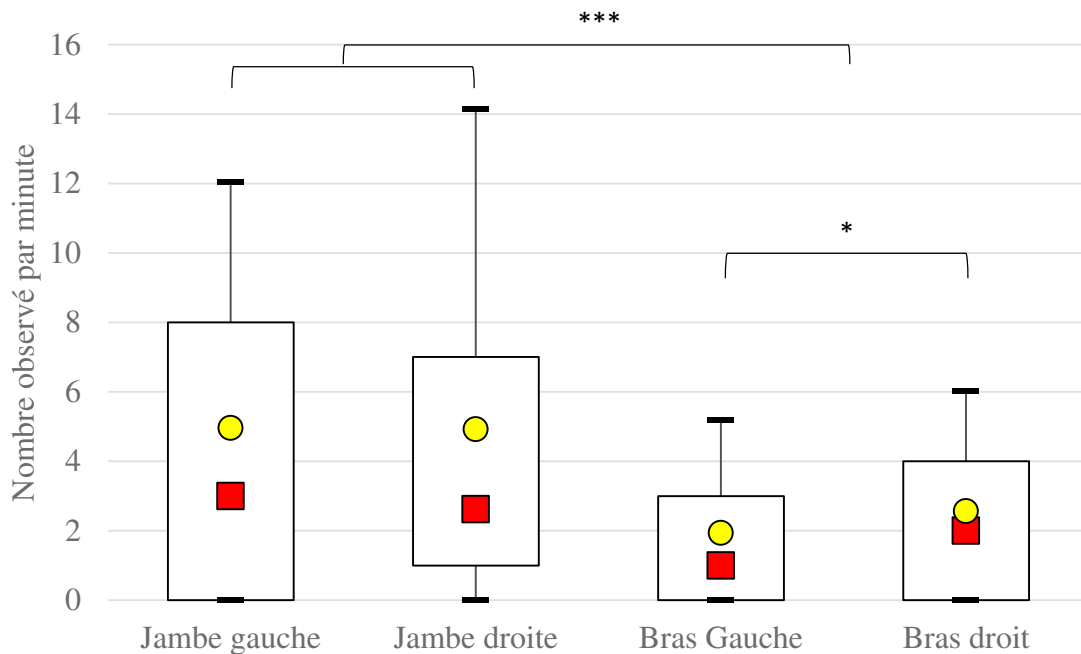


Figure 26 : Nombre de cycle de pas, par membre et par latéralité,

2.3.2.1.3 Durées des cycles de pas

Pour l'analyse statistique des durées de cycles de pas il n'est pas possible de procéder de la façon dont ont été traités les nombres de cycles de pas, où la valeur zéro était une observation possible. Ici pour une condition, un membre, une catégorie et une latéralité donnés, si le nombre de cycles observés est égal à zéro alors il n'y a pas d'observation possible de la durée du cycle. C'est pourquoi deux ANOVA différentes ont été effectuées pour analyser d'une part si la durée des cycles de pas était différente selon la catégorie et selon la paire de membres (bras ou jambe) et d'autre part si les flux optiques pouvaient modifier la durée des cycles de Step de jambes.

2.3.2.1.3.1 Durée des différentes catégories de cycle de pas de bras ou de jambes

Une ANOVA à mesures répétées a été effectuée en conservant le facteur Membre et le facteur Catégorie sur les moyennes des 3 conditions et des 2 latéralités où 24 sujets ont été gardés (2 sujets sont exclus, sur lesquels s'observent des valeurs manquantes).

L'ANOVA révèle un effet significatif du facteur Membre ($F(1,23)=22.9$, $p>0.001$) et un effet significatif du facteur Catégorie ($F(1,23)=43.7$, $p>0.001$). C'est pourquoi une analyse post hoc a été conduite sur l'interaction entre le facteur Membre et le facteur Catégorie, quand bien même l'effet cette interaction n'est pas significatif.

Le test révèle que la durée des Pump de bras est significativement inférieure à la durée de toutes les autres catégories de pas c'est à dire des Step de bras ($p>0.001$), des Step de jambes ($p>0.001$) et des Kick ($p=0.003$). Les Step de jambes sont aussi significativement plus longs que les Kick (voir Figure 27)

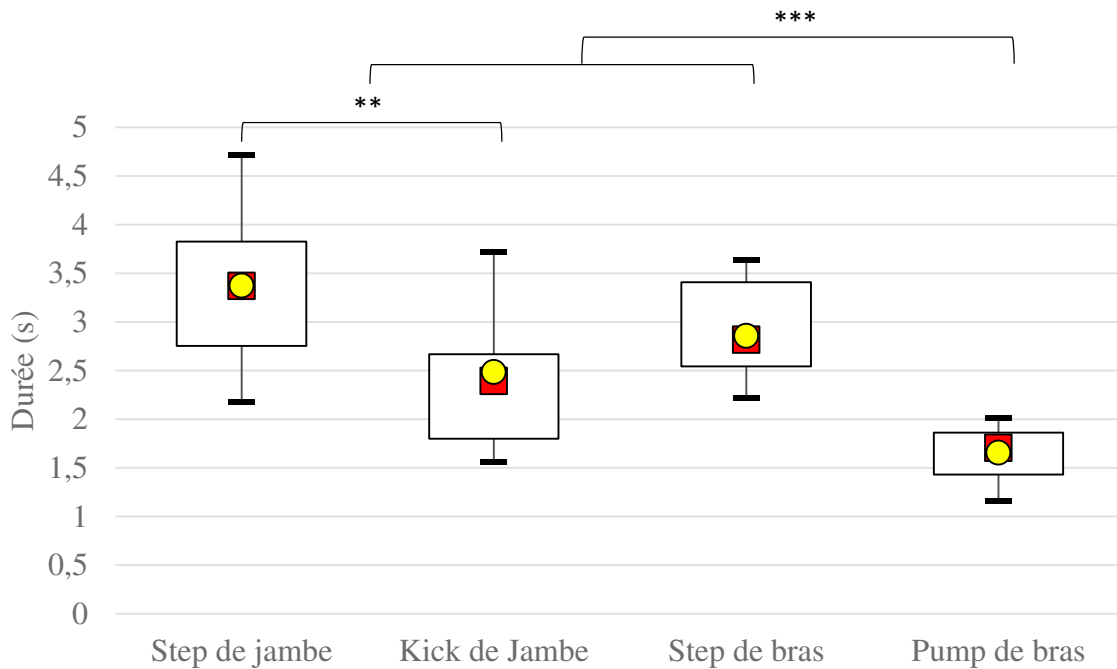


Figure 27 : Durées des cycles de pas par membre et par catégorie

2.3.2.1.3.2 Effet des flux optiques sur la durée des Step de pas de jambes

Une ANOVA à mesures répétées effectuée sur 21 sujets uniquement sur les Step de jambes avec le facteur Condition et le facteur Latéralité ne révèle aucune différence significative entre les durées des cycles en fonction des flux optiques. L'ANOVA ne révèle aucune différence des durées calculées sur la gauche ou la droite

2.3.2.2 Résultats pour les mouvements de flexion et d'extension

2.3.2.2.1 Nombre de flexions et d'extensions

Le Tableau 8 présente les résultats pour le nombre de mouvements de flexion et d'extension observés sur chacune des trois conditions, des deux paires de membre et des deux catégories de mouvement.

		Avant		Arrière		Statique	
		Flex.	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.
Jambe	Mouv. de Step	10,07 <i>8,0</i>	10,34 <i>8,0</i>	9,76 <i>6,3</i>	10,19 <i>6,5</i>	7,32 <i>4,9</i>	7,49 <i>5,0</i>
	Mouv. de Kick	2,34 <i>2,4</i>	2,22 <i>2,3</i>	1,29 <i>1,5</i>	1,25 <i>1,5</i>	2,07 <i>2,8</i>	2,01 <i>2,7</i>
Bras	Mouv. de Step	3,95 <i>2,9</i>	3,73 <i>3,0</i>	4,62 <i>2,9</i>	4,25 <i>2,9</i>	3,84 <i>2,8</i>	3,66 <i>3,1</i>
	Mouv. de Pump	3,31 <i>3,2</i>	3,01 <i>3,2</i>	2,75 <i>2,3</i>	2,54 <i>2,3</i>	2,41 <i>2,4</i>	2,48 <i>2,4</i>

Tableau 8 : Nombre moyen et écart type des flexions et extensions observées par minute, par condition, par catégorie, pour les bras et les jambes¹⁷

Afin d'effectuer la même analyse que celle conduite précédemment sur le nombre de cycle de pas (voir partie 2.3.2.1.2), deux ANOVA à mesures répétées différentes, pour les flexions d'une part et pour les extensions d'autre part, ont été conduites avec les mêmes facteurs intra-sujets que pour l'analyse du nombre de cycle de pas (Membre, Catégorie, Condition, Latéralité).

2.3.2.2.1.1 Analyse de mouvements de flexion

L'ANOVA sur le nombre de mouvements de flexion révèle les mêmes effets généraux et les mêmes effets des interactions entre les différents facteurs que pour l'ANOVA sur le nombre de cycles de pas, à l'exception d'un effet général de la latéralité en faveur de la droite ($F(1,25)=4.32$, $p=0.047$).

¹⁷ Les moyennes sont en gras et les écarts types en italique, comme dans tous les tableaux de ce document, il ne le sera plus précisé par la suite

Seuls les résultats des analyses post hoc par le test du HSD de Tukey sont donc donnés dans les sections suivantes.

Comparaison du nombre de flexions de bras et de jambes

- Le nombre de flexions de Step de jambes est significativement supérieur au nombre de flexions de Kick de jambes ($p > 0.001$), de Step de bras ($p > 0.001$) et de Pump de bras ($p > 0.001$), alors que ces trois derniers ne sont pas différents entre eux (voir Figure 28)

Effet des flux optiques sur le nombre de flexions

- Le nombre de flexion de Step de jambes est supérieur en condition Avant et Arrière par rapport à la condition Statique (respectivement $p = 0.004$ et $p = 0.018$) mais les conditions Avant et Arrière ne sont pas différentes entre elles.

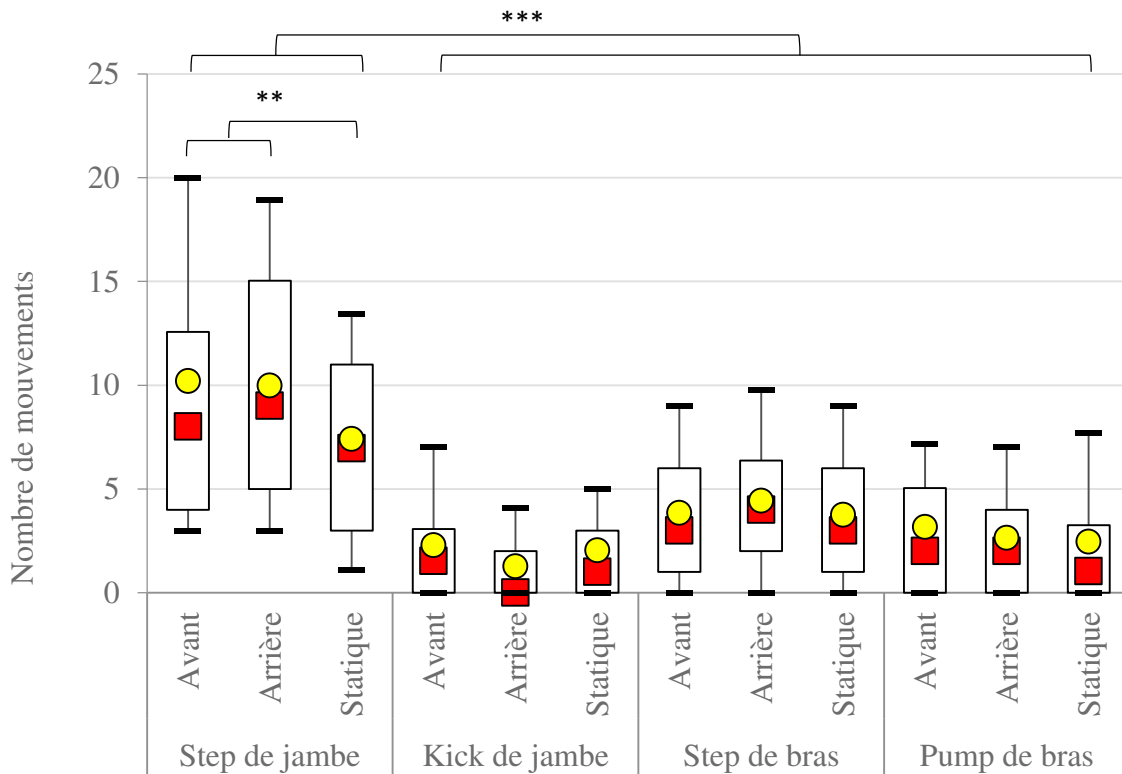


Figure 28 : Nombre moyen de flexions par minute par condition par membre et par catégorie.

Effet de la latéralité sur le nombre de flexions

- Il s'observe un plus grand nombre de flexions produites par le bras droit par rapport au bras gauche ($p=0.002$), alors qu'aucune différence ne s'observe entre le nombre de flexions produites à droite et à gauche sur les jambes

2.3.2.2.1.2 Analyse des mouvements d'extension

L'ANOVA sur le nombre de mouvements d'extension révèle les mêmes effets que l'ANOVA sur le nombre de cycles de pas.

Les résultats des analyses post hoc sont donnés dans les sections suivantes.

Comparaison du nombre d'extensions de bras et de jambes

- Le nombre d'extensions de Step de jambes est significativement supérieur au nombre d'extensions de kick ($p>0.001$), au nombre d'extensions de Step de bras ($p>0.001$) et au nombre d'extensions de Pump ($p>0.001$), alors que ces trois dernières ne sont pas différentes entre elles.

Effet des flux optiques sur le nombre d'extensions

- Le nombre d'extensions de Step de jambes est supérieur en condition Avant et Arrière par rapport à la condition Statique (respectivement $p=0.001$ et $p=0.004$) mais les conditions Avant et Arrière ne sont pas différentes entre elles.

Latéralité des extensions de bras et de jambes

Les analyses post hoc ne révèlent pas de différence significative entre le nombre d'extensions produites par le bras gauche et le bras droit, contrairement aux analyses précédentes sur le nombre de cycle de pas et sur le nombre de flexions.

2.3.2.2.2 Durées des flexions et des extensions

De la même façon que pour l'analyse des durées moyennes des cycles de pas, deux ANOVA ont été effectuées pour analyser d'une part si la durée des flexions et extensions est différente selon la catégorie de pas de bras ou de jambes et d'autre part si les flux optiques modifient la durée des flexions ou extensions de Step de jambes en prenant en compte leur latéralité.

2.3.2.2.2.1 Durée des différentes catégories de flexion et d'extension de bras ou de jambes

Une ANOVA à mesure répétée a été effectuée sur les durées moyennes avec le facteur Modalité, qui comporte deux niveaux (Flexion et Extension) ainsi qu'avec les facteurs Membre et Catégorie. Pour raison de valeur manquante, 3 sujets ont été exclus de l'analyse. Les résultats sur 23 sujets révèlent :

- Un effet du facteur Modalité ($F(1,22)=17.8, p>0.001$)
- Un effet du facteur Membre ($F(1,22)=14.7, p>0.001$)
- Un effet d'interaction entre le facteur Membre et le facteur Modalité ($F(1,22)=40.5, p>0.001$)

Les analyses post hoc révèlent les différences suivantes :

- Les durées moyennes des mouvements (flexion et extension) de bras sont significativement plus courtes que celle des mouvements de jambes ($p=0.001$)
- Les durées moyennes des mouvements de flexion sont significativement plus courtes que celles des mouvements d'extension ($p>0.001$)
- Les durées moyennes des extensions de jambes sont significativement plus longues que celles des flexions de jambes ($p>0.001$), des extensions de bras ($p>0.001$) et des flexions de bras ($p>0.001$) (voir Figure 29)

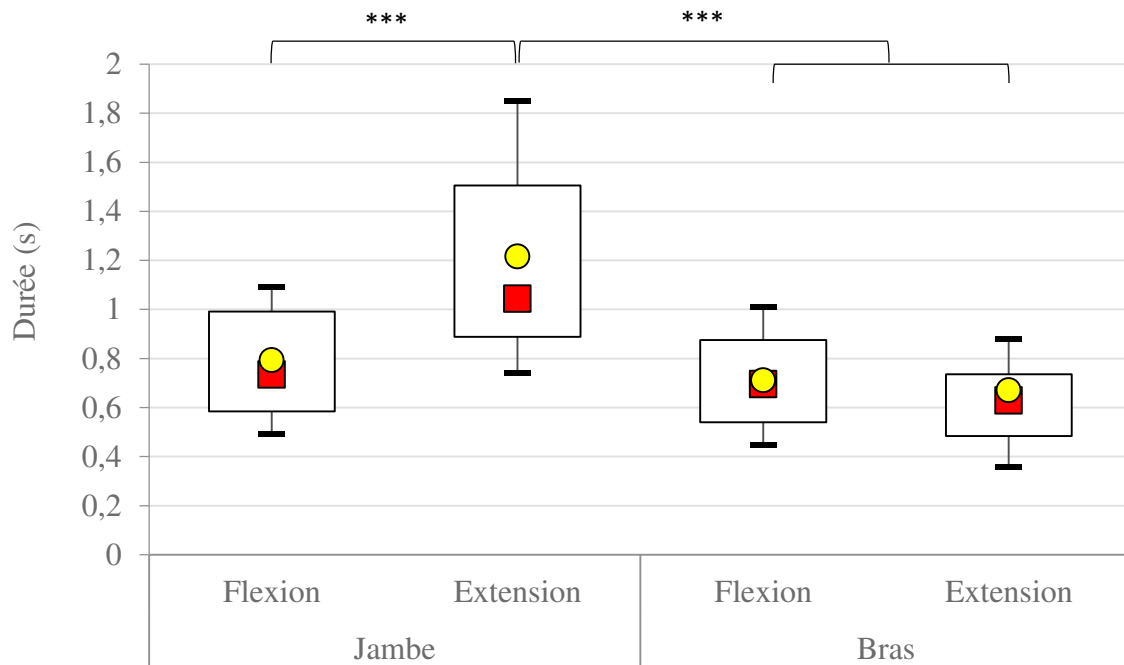


Figure 29 : Durée des flexions et des extensions pour les jambes et les bras

2.3.2.2.2 Effet des flux optiques sur la durée des flexions et extensions et comparaison des durées des mouvements en fonction de leur latéralité

Une deuxième ANOVA à mesures répétées a été conduite sur les mouvements de Step de jambes seulement, avec le facteur Modalité, le facteur Condition et le facteur Latéralité. Pour cause de valeurs manquantes, 3 sujets ont été exclus. Les résultats sur 23 sujets donnent :

- Un effet du facteur Modalité ($F(1,22)=53.6, p>0.001$)
- Un effet du facteur Latéralité ($F(1,22)=4.29, p=0.050$)
- Un effet d'interaction entre le facteur Modalité et le facteur Condition ($F(2,44)=4.01, p=0.024$)

Les tests post hoc révèlent les différences suivantes

- Il n'y a pas de différence significative des durées moyennes des mouvements de Step entre les trois conditions

- Les durées moyennes des flexions de Step de jambes sont significativement plus courtes que les durées moyennes des extensions de Step, dans toutes les conditions.
- Les durées moyennes des mouvements de Step de jambes effectués du côté droit sont significativement plus courtes que les durées moyennes des mouvements de Step de jambes effectués du côté gauche (voir Figure 30).

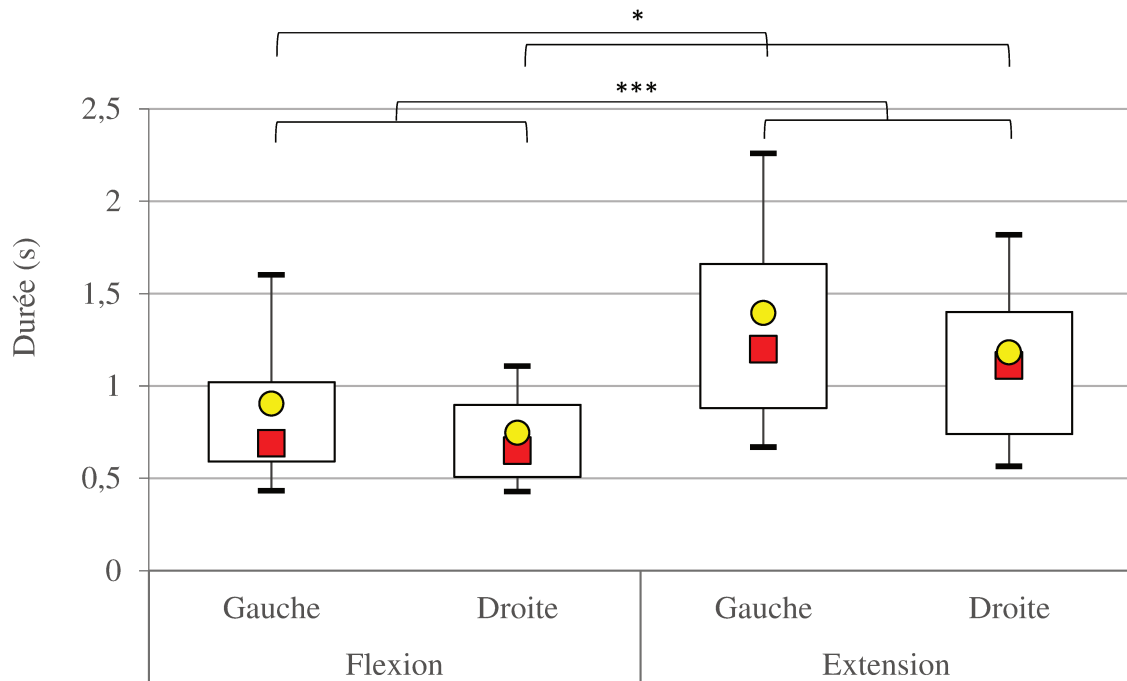


Figure 30 : Durée des flexions et des extensions des Step de jambes par latéralité

2.3.3 Coordination des mouvements

2.3.3.1 Coordination des cycles de pas

Les sujets n'ayant pas fait au moins un cycle de pas sur chaque membre dans chaque condition sont exclus de l'analyse. Ainsi pour la paire de jambes cinq sujets sont exclus de l'analyse de la coordination des jambes qui est donc effectuée sur 21 sujets. Pour analyser la coordination des cycles de pas de bras il aurait fallu exclure 12 sujets tout en sachant que les 14 restants font très peu de mouvements. C'est pourquoi l'analyse de la coordination des cycles de pas de bras n'a pas été effectuée.

Le Tableau 9 ci-dessous contient le nombre de cycles de pas de jambes (Step et Kick ont été mis ensemble) alternés ou parallèles produits par les 21 sujets en fonction de la condition visuelle testée.

	Avant	Arrière	Statique
Alterné	8,25 8,9	7,94 7,5	5,61 6,0
Parallèle	3,75 3,1	3,34 2,2	3,12 2,4

Tableau 9 : Cycle de pas de jambes alterné ou parallèle produit par minute pour chaque condition

Une ANOVA a été effectuée sur le nombre de cycles de pas de jambes coordonnés dans toutes les conditions avec deux facteurs :

- Le facteur condition (Avant, Arrière et Statique)
- Le facteur Enchaînement (Alternés ou Parallèles)

Les résultats donnent un effet significatif du facteur Enchaînement ($F(1,20)=14.9$, $p<0.001$).

Une analyse post hoc révèle que les sujets font plus de cycles alternés que de cycles parallèles quelle que soit la condition ($p=0.001$).

Une analyse post hoc sur l'interaction entre le facteur condition et le facteur Enchaînement, qui n'a toutefois pas d'effet significatif, révèle que la différence entre le nombre de cycles de pas alternés et parallèles est significative seulement pour les deux conditions de flux optique Avant et Arrière, qui sont, pour les cycles alternés, toutes deux significativement supérieures aux trois conditions pour les cycles parallèles ($p=0.001$, $p<0.001$ et $p<0.001$ pour la condition Avant et $p=0.004$, $p=0.001$ et $p<0.001$ pour la condition Arrière) (voir Figure 31).

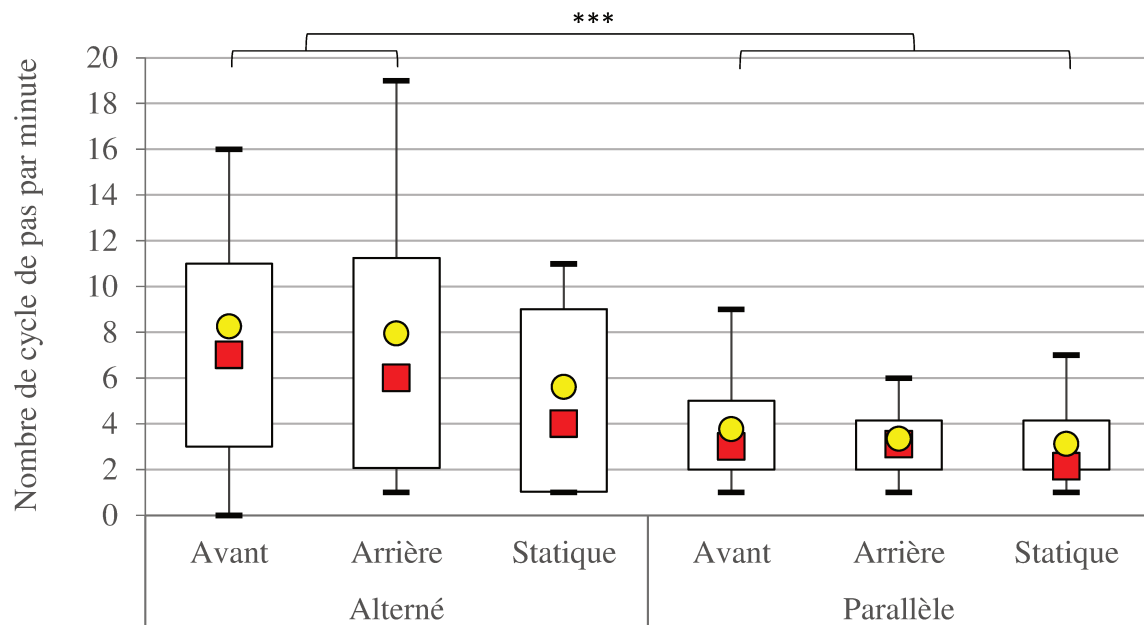


Figure 31 : Nombre de cycles de pas alterné et parallèle observé par condition

2.3.3.2 Co-activation des flexions et des extensions

Pour les calculs des co-activations, seuls les sujets ayant fait au moins un mouvement de flexion ou d'extension sur chaque membre dans toutes les conditions ont été gardés, les flexions et extensions de Step et de Kick sont prises ensemble pour les jambes, et les flexions et extensions de Step et de Pump sont prises ensemble pour les bras. Quatre sujets sont exclus de l'analyse de la co-activation qui est donc effectuée sur 22 sujets.

Le Tableau 10 ci-dessous présente les valeurs de z obtenues pour les probabilités que le rapport de co-activation observé soit supérieur au hasard (selon le protocole de randomisation décrit dans la méthodologie), afin d'éliminer le biais imputable au nombre de mouvements produits comme décrit en partie 2.2.6.2 pour les différentes conditions et les différentes paires de membres.

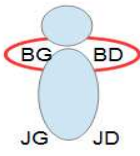
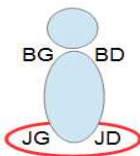
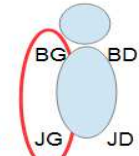
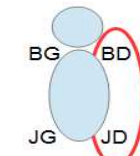
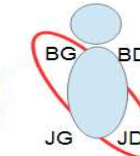
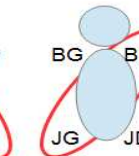
						
Avant	0,89 <i>1,2</i>	1,33 <i>1,1</i>	1,13 <i>1,0</i>	1 <i>1,0</i>	0,63 <i>1,3</i>	0,78 <i>0,9</i>
Arrière	0,87 <i>1,1</i>	1,38 <i>1,0</i>	1,08 <i>1,1</i>	0,97 <i>1,1</i>	0,89 <i>1,2</i>	0,48 <i>0,9</i>
Statique	0,57 <i>1,0</i>	1,23 <i>0,8</i>	0,81 <i>1,0</i>	1,22 <i>1,1</i>	0,93 <i>1,3</i>	0,77 <i>1,1</i>

Tableau 10 : Valeur de la co-activation (z-score) pour les 6 paires de membres, par condition

Une ANOVA à mesures répétées a été effectuée sur les co-activations obtenues. Les facteurs intra-sujets sont les suivants :

- Le facteur Condition qui comporte trois niveaux
- Le facteur Paire (de membres) qui comporte six niveaux

Les résultats de l'ANOVA ne donnent aucun effet de la condition mais un effet du facteur paire ($F(5,105)=2.67, p=0.025$)

Une analyse post Hoc révèle que la paire de jambes est plus co-activée que la paire « bras droit/jambe gauche » ($p=0.024$) (voir Figure 32).

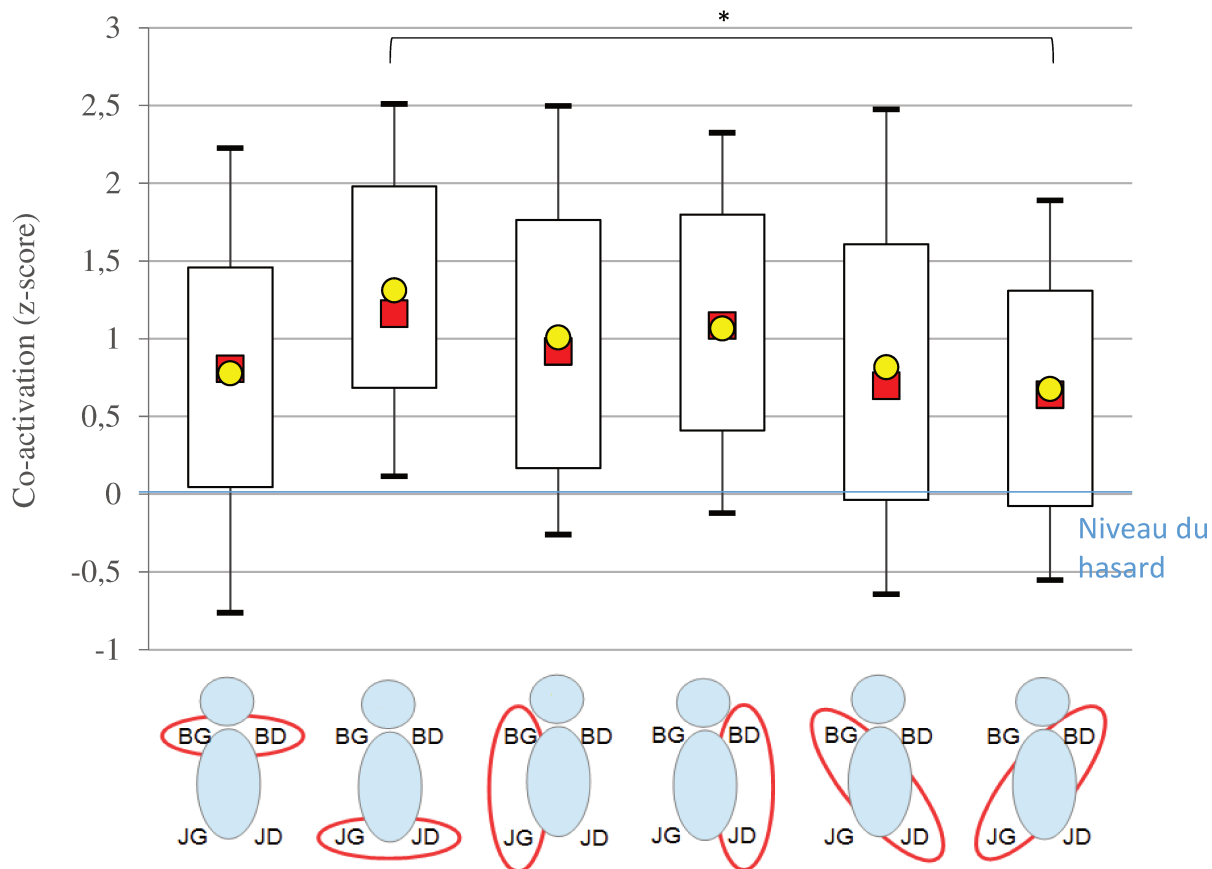


Figure 32 : Valeur des co-activations de chaque paire de membres

2.3.4 Pourcentage de nouveau-nés présentant une mobilité des quatre membres et une propulsion en position ventrale

2.3.4.1 Méthode basée sur le cycle de pas

Mobilité quadrupède complète

Selon la condition visuelle testée, le pourcentage des sujets présentant des Step des quatre membres est de :

- 38% en condition Avant
- 38% en condition Arrière
- 19% en condition Statique

Au total, sur les 78 essais de cette étude (26 sujets pour 3 conditions), 25 essais montrent une mobilité des quatre membres des nourrissons, soit un pourcentage de 32% de la totalité des essais.

Mobilité quadrupède complète et propulsive

Selon la condition visuelle testée, le pourcentage des sujets présentant des Step des quatre membres conduisant à une propulsion efficace est de :

- 8% en condition Avant
- 8% en condition Arrière
- 12% en condition Statique

Au total, sur les 78 essais de cette étude, 7 essais montrent une mobilité des quatre membres des nourrissons, soit un pourcentage de 9% de la totalité des essais.

2.3.4.2 Méthode basée sur les flexions-extensions

Mobilité quadrupède complète

Selon la condition visuelle testée, le pourcentage des sujets sur lesquels s'observent des mouvements des quatre membres est de :

- 42% en condition Avant
- 58% en condition Arrière
- 35% en condition Statique

Au total, sur les 78 observations de cette étude, 35 essais montrent une mobilité des quatre membres des nourrissons, soit un pourcentage de 45% de la totalité des essais.

Mobilité quadrupède complète et propulsive

Selon la condition visuelle testée, le pourcentage des sujets présentant des Step des quatre membres conduisant à une propulsion efficace est de :

- 12% en condition Avant
- 12% en condition Arrière
- 12% en condition Statique

Au total, sur les 78 essais de cette étude, 9 essais montrent une mobilité des quatre membres des nourrissons propulsive, soit un pourcentage de 12% de la totalité des essais.

2.4 Discussion

Les questions posées dans cette première étude étaient :

- Quelles sont la quantité et la qualité des mouvements produits par les quatre membres lorsque le nouveau-né est en position ventrale?
- Le nombre des mouvements de jambes est-il comparable à celui déclenché lors de la marche tactile érigée?
- Les bras sont-ils impliqués de manière équivalente aux jambes ou au contraire, participent-ils peu à la mobilité?
- Cette mobilité des membres permet-elle une propulsion du nouveau-né et si oui, quelles sont les distances parcourues?
- Combien de nouveau-nés expriment une mobilité des quatre membres et combien parviennent à se propulser?

2.4.1 Mouvements des membres

2.4.1.1 Pourcentage des nouveau-nés exprimant une mobilité quadrupède complète avec ou sans propulsion

L'Etude 1 confirme, premièrement, l'existence d'une mobilité des membres en position quadrupède par simple sollicitation tactile (le contact du nouveau-né avec le matelas), tout comme la marche érigée bipède du nouveau-né. Avec ou sans flux optiques, cette mobilité quadrupède observée sur des enregistrements vidéo, image par image, s'accorde avec les descriptions générales données par les divers auteurs du siècle dernier qui parlent de reptation du nouveau-né ou de « neonatal crawling » en anglais (e.g. McGraw 1941), bien que ces auteurs n'aient pas clairement défini à l'époque le pattern des mouvements, le rôle des bras et le type de propulsion. Il faut noter que les mouvements observés dans cette première étude ne sont pas forcément propulsifs et ne font pas toujours intervenir les quatre membres.

Selon les seuils établis dans cette étude, les nouveau-nés testés montrent un comportement de mobilité quadrupède complète dans plus du tiers des essais d'une minute quelle que soit la stratégie de codage utilisée. Le pourcentage des nouveau-nés exprimant ce comportement sans projection

de flux visuels (condition Statique) est de 19% ou 35% (avec respectivement la méthode des cycles de pas et la méthode des flexions-extensions). Parmi ceux-ci, 12% ont effectué une propulsion quelle que soit la méthode.

Ces pourcentages ont été évalués de manière précise par un codage des vidéos, image par image et ne peuvent pas être comparés aux différents chiffres avancés par les auteurs précédents qui basaient leur estimation sur une observation visuelle des nouveau-nés. Toutefois, il faut préciser que les pourcentages calculés dans l'Etude 1 reposent sur des tests effectués pendant seulement une minute afin de pouvoir faire trois tests successifs et de tester l'effet des flux optiques sans fatiguer le nouveau-né : cette courte fenêtre d'observation réduit sans doute la probabilité d'observer des mouvements des quatre membres et une propulsion sur tous les sujets typiques, comme le rapporte Katona qui teste les sujets pendant 5 à 6 minutes (Katona, communication personnelle). En effet, le nouveau-né ne se trouve peut-être pas dans ses meilleures dispositions au moment des tests d'une minute. Il est très probable qu'un nouveau-né qui n'exprime pas un comportement que d'autres expriment dans une fenêtre de temps réduite, serait capable de l'exprimer si l'on multipliait et/ou rallongeait les observations.

2.4.1.2 Caractéristiques des mouvements

2.4.1.2.1 Nombre et qualité des mouvements de jambes

Les nouveau-nés font, avec leur jambe, majoritairement des cycles ou mouvements de flexion-extension de Step par rapport aux cycles ou mouvements de Kick, bien que les chiffres soient variables selon la méthode de codage utilisée. Ce résultat suggère que la majorité des pas de jambes effectués en position quadrupède correspondent à des pas potentiellement locomoteurs, même si leur effet n'est pas systématiquement propulsif. Les résultats de l'Etude 1 montrent un nombre de cycles de pas de jambes supérieur à gauche, ce qui, sans être significatif, va tout de même dans le sens des résultats d'Erik Domelöf et de ses collaborateurs (Domelöf, Rönnqvist, & Hopkins, 2006) montrant un nombre plus important d'unités de mouvements et une plus grande vitesse de déplacement des Step de la jambe gauche lors de l'activité de stepping tactile.

Les Kick sont minoritaires dans l'Etude 1. De manière intéressante, c'est le cas également dans l'activité de stepping tactile à la naissance (Barbu-Roth et al., 2016) et s'ils n'ont pas été codés dans les expériences sur le air stepping chez le nouveau-né (Barbu-Roth et al., 2009, 2014), ils ont

été observés dans les études de ce groupe sur l'activité de air stepping chez des nourrissons de 2 mois (Barbu-Roth et al., 2015). Il est possible que ces mouvements correspondent à des mouvements de Step non aboutis.

2.4.1.2.2 Nombre et qualité des mouvements de bras

Par rapport au stepping, la mobilité observée ici dispose de plus de degrés de liberté, ce qui est particulièrement vrai pour les bras. C'est d'ailleurs une des raisons pour lesquelles il a été adopté une technique nouvelle de codage, adaptée à la nature de la mobilité en position ventrale¹⁸. Les résultats confirment que sur un matelas, sans aide et en position quadrupède, le nouveau-né bouge peu ses bras de manière spontanée, ce qui est en accord avec les observations des auteurs précédents. Une discussion plus détaillée sur ce sujet figure ci-dessous¹⁹.

2.4.1.2.3 Comparaison des deux techniques de codage des mouvements par « cycle de pas complet » ou « flexion-extension »

Le nouveau protocole de codage par flexion-extension a permis d'observer, sur les jambes, que les flexions ont des durées plus courtes que les extensions, bien que celles-ci soient égales en nombre. Après plusieurs mois passés dans l'espace restreint du ventre de sa mère, l'attitude globale du nouveau-né étant plutôt dominée par la flexion, celle-ci demande moins d'efforts à l'enfant et les mouvements de flexion rentrent dans une gamme de mouvements plus passifs que les mouvements d'extension. Notre hypothèse est que les mouvements de flexion des jambes correspondent à des mouvements rapides et plus passifs du nouveau-né de remise en position fœtale alors que les mouvements d'extension des jambes seraient plus actifs et plus longs, correspondant aux mouvements que le fœtus effectuait sur la membrane utérine. Ce point de vue a été développé par Brumley et Robinson dans leurs études sur le fœtus de rat (Brumley & Robinson, 2010). Il semble ainsi probable que le nouveau-né se comporte comme il le faisait dans l'utérus de sa mère. Cependant il serait intéressant d'étudier les patterns EMG de ces mouvements afin de confirmer cette hypothèse.

La méthode de codage basée sur les mouvements de flexion et d'extension donne les mêmes effets significatifs des différents facteurs, car le fait de décomposer le cycle de pas en flexions et

¹⁸ Voir section 2.2.5.4.1 page 82

¹⁹ Voir section 2.4.2 page 118

extensions seules ne change que très légèrement le rapport « mouvements codés/ mouvements produits ». Toutefois, plusieurs différences sont à noter : d'une part le nombre de flexions et d'extensions n'est pas exactement le même et d'autre part, l'addition du nombre de flexions et d'extensions n'est pas égal au nombre de cycles de pas multiplié par deux.

Par ailleurs, la méthode basée sur les flexions et extensions révèle que ce sont les flexions qui sont plus sensibles à l'effet de la latéralité en faveur de la droite observé sur les cycles de pas de bras.

2.4.1.3 Comparaison du nombre de mouvements de jambes, en position quadrupède, en position de *stepping* tactile et en *air stepping*

Le nombre moyen de cycles de pas de jambes observés dans cette étude dans la condition Statique, c'est à dire sans flux optique projeté (6 cycles par minute), est inférieur au nombre moyen de cycles obtenus dans les précédentes études du groupe de Barbu Roth en condition de *stepping* tactile sans flux optique projeté. En 2009, ces auteurs dénombrent, en effet, une moyenne de 8,8 cycles de pas par minute en condition de *stepping* tactile où l'enfant est maintenu debout sur place devant le même stimulus visuel statique que celui utilisé dans l'Etude 1. Dans une étude similaire mais où le nouveau-né peut se propulser vers l'avant en position debout sur une table blanche, le même groupe observe une moyenne de 10,3 cycles de pas par minute, également supérieure à la moyenne obtenue en position quadrupède (Barbu-Roth et al., 2014). A l'inverse, la moyenne observée en position quadrupède sur le matelas de l'Etude 1 semble supérieure ou égale à celles obtenues lorsque le nouveau-né est maintenu en l'air mais sans contact tactile (6 cycles/min : Barbu-Roth et al., 2009 et 4,3 cycles/min : Barbu-Roth et al., 2014).

La variabilité de ces différents nombres étant importante et les populations n'étant pas les mêmes, il est difficile de comparer ces chiffres. Néanmoins, il semble que la quantité de mouvements de Step, donc potentiellement propulsifs, observée au niveau des jambes lors de la mobilité en position ventrale tactile sans flux optique, est donc légèrement inférieure à celle observée dans les mêmes conditions en position érigée (*stepping*). Il est possible que les contraintes biomécaniques imposées par le matelas en position ventrale diminuent le nombre de mouvements par rapport au *stepping* érigé²⁰.

²⁰ Voir section 2.2.5.4.1 page 82

2.4.1.4 Coordination

Sur la méthode de codage basée sur les cycles de pas, il s'observe plus de pas alternés que de cycles parallèles, mais cette différence est probablement due aux règles de codage qui autorisent un temps trois fois plus long dans lequel doit commencer le pas du limb2 par rapport au limb1 pour être considéré comme alterné, soit 60% de la longueur du pas du limb1 contre seulement 20% pour être considéré comme parallèle. Ainsi, quand bien même la coordination serait calculée sur une activation totalement chaotique des membres, elle donnerait plus de pas alternés que parallèles.

L'analyse de la co-activation montre que les mouvements observés se co-activent plus qu'une co-activation qui serait le fruit du hasard (z -score = 0) sur chacune des paires de membres. Les résultats montrent que les jambes semblent travailler plus ensemble que les autres paires de membres, bien que ce résultat ne soit significatif que si l'on compare la paire de jambes avec la paire jambe gauche/bras droit. Cela laisse penser qu'il y aurait un câblage au niveau du membre inférieur qui favorise le travail en simultané.

Quoi qu'il en soit, la mobilité quadrupède analysée ici et la coordination des mouvements qui la composent, confirme les descriptions de mouvements harmonieux que rapportent certains auteurs lors de leurs observations de la reptation du nouveau-né ou du « neonatal crawling » (e.g. Bauer 1926; McGraw 1941; Katona 1989).

2.4.2 Implication des bras

Premièrement, les bras produisent moins de mouvements que les jambes, dans toutes les conditions visuelles testées et encore une fois, quelle que soit la méthode de codage utilisée. De plus, il n'y a pas de différence significative entre Step et Pump à l'inverse de la préférence en faveur du Step qui s'observe sur les jambes. Deuxièmement, pour ce qui est des durées, les cycles ou mouvements de bras sont plus courts que ceux des jambes et troisièmement, les résultats qui sont montrés sur les coordinations et co-activation des jambes, ne s'observent pas sur les bras.

Si l'on compare les mouvements des bras et des jambes, les bras bougent donc moins et différemment. Si l'on s'en tient à la théorie « maturationniste » du siècle dernier, la raison de cette différence s'expliquerait par le développement céphalo-caudal du système nerveux qui permet aux

membres supérieurs d'être contrôlés par des aires supérieures plus précocement que les membres inférieurs. Ainsi, à la naissance, il se pourrait que les connexions nerveuses et les systèmes de contrôle soient différenciés entre les bras et les jambes : les jambes, étant sous contrôle spinal et réflexif, exprimeraient un comportement locomoteur archaïque et spontané, alors que les bras commenceraient à bénéficier d'un mécanisme de contrôle supérieur (McGraw, 1941).

Cependant, l'approche sensori-motrice dans laquelle s'inscrit cette étude permet d'envisager cette différence tout à fait autrement. La position des bras, bloqués par le poids de la tête et du tronc, inhibe et/ou modifie la quantité et la qualité des cycles de mouvements, alors que les jambes, anatomiquement plus libres, expriment des mouvements avec moins de contrainte, mouvements possiblement propulsifs.

De plus, McGraw indique que si le nouveau-né est mis dans l'eau ou que le poids de sa tête est soutenu par un expérimentateur, alors des mouvements de bras plus fluides et mieux coordonnés apparaissent (McGraw 1939). Dans l'Etude 1, la posture du nouveau-né et la rigidité relative du matelas ne lui permettent pas d'exprimer des mouvements de bras de la même manière que les jambes, comme le permettrait un environnement aquatique par exemple.

Toutefois, le nombre de cycles et mouvements de Step de bras n'étant pas significativement différent du nombre de cycles et mouvements de Kick de bras, il est possible de penser que les Step sont plus inhibés que les Kick par les contraintes biomécaniques, mais aussi que l'articulation de l'épaule, disposant anatomiquement d'un plus grand nombre de degrés de liberté que celle de la hanche, permet au bras de bouger différemment par rapport à la jambe.

Pour finir, bien que le nombre de mouvements soit inférieur à celui des jambes, il s'observe sur les bras un effet de la latéralité qui ne s'observe pas de façon significative sur les jambes. En effet, le bras droit produit plus de mouvements que le bras gauche, toujours quelle que soit la méthode de codage utilisée. La méthode de codage des mouvements de flexion/extension permet toutefois d'affirmer que ce sont les flexions qui subissent l'effet de cette latéralisation à droite et non les extensions. Ainsi, dans ce contexte postural particulier, s'observe cette préférence pour la droite que d'autres auteurs ont observé dans des contextes posturaux et environnementaux différents, in utero ou à la naissance pour des mouvements de mains (voir Fagard 2013 pour une revue).

2.4.3 Propulsion

Les résultats montrent que les nouveau-nés, avec ou sans stimulation visuelle, sont tout à fait capables de se propulser de façon complètement autonome. Les pourcentages de mobilité quadrupède propulsive observée en 1 minute sont de l'ordre de 10%, ce qui est très proche des 12% de reptation observés par Stirnimann dans les années 40, sur 100 nouveau-nés ne bénéficiant d'aucune aide de l'expérimentateur (Stirnimann, 1938).

Contrairement à ce que qu'écrivaient de nombreux auteurs du siècle dernier, qui pensaient la propulsion autonome et vers l'avant impossible (Blanton 1917; Bauer 1926), les nouveau-nés de l'Etude 1 parcourent plusieurs centimètres en une minute. Ils parcourent cependant moins de distance que dans l'étude de Varendi et Porteur, mais ceux-ci testaient les enfants durant trois minutes (Varendi & Porter, 2001). Bien qu'il y ait une propulsion notable, la mobilité quadrupède observée sur un matelas ne semble pas être un mode de locomotion très efficace à la naissance.

L'hypothèse des bras biomécaniquement bloqués par le poids de la tête et du tronc permet d'envisager une propulsion qui serait plus efficace, si ceux-ci ne l'étaient pas. Katona, en Hongrie, observe des distances parcourues bien plus importantes pour tous les nouveau-nés lorsqu'il les place sur des plans inclinés, la tête en bas (Katona communication personnelle). Toutefois, le contexte vestibulaire est alors très différent et de plus, la grande distance parcourue est probablement imputable à la plus grande quantité de temps où le nouveau-né est laissé ainsi, qui peut être supérieure à cinq minutes, plutôt qu'à un contexte de contrainte biomécanique différente sur les bras.

2.4.4 Effet des flux optiques

2.4.4.1 Effet des flux sur le nombre de cycles de mouvements

Dans cette Etude 1, les cycles et mouvements de Step de jambes produits en position quadrupède, qui sont des mouvements possiblement locomoteurs de jambes, augmentent significativement avec des flux optiques simulant une propulsion de l'enfant vers l'avant ou vers l'arrière. En revanche, le nombre de Kick de jambes n'est pas modifié par la projection de flux optiques. Il semble donc que l'effet des flux optiques soit spécifique aux mouvements locomoteurs des jambes. Cette

conclusion doit cependant être pondérée par le fait que le nombre de mouvements de Kick de jambes est nettement inférieur à celui des Step, ce qui pourrait expliquer la non-significativité des résultats sur les Kick.

De même, le nombre de cycles et mouvements de bras reste identique quelles que soient les conditions de flux ou sans flux. Là-encore, ces mouvements sont très inférieurs à ceux de Step de jambes.

Quoi qu'il en soit, l'effet des flux optiques des conditions Avant et Arrière dans cette Etude 1 est comparable aux résultats obtenus par le groupe de Barbu-Roth sur les mouvements de stepping de jambes des nouveau-nés dans d'autres études précédentes. Ces études montraient, en effet, que, dès la naissance, la projection de flux optiques sous les pieds du nouveau-né augmentait significativement le nombre de ses pas, que le nouveau-né soit maintenu en l'air ou qu'il effectue du stepping sur un matelas²¹. De même que dans les études précédentes, l'effet des flux optiques dans l'Etude 1 n'est pas dû à une augmentation du niveau d'excitation des sujets car il n'y a pas de différence de durée des pleurs entre les trois conditions avec flux ou sans flux, ce qui permet de penser que les trois conditions ont été passées dans le même état d'éveil. Enfin, il est intéressant de noter que l'effet spécifique des flux sur les mouvements potentiellement locomoteurs, les Step, observé dans cette Etude 1, est similaire à ceux obtenus par le groupe de Barbu-Roth en 2016, où a été aussi observé un effet significatif des flux sur les Step et non sur les Kick dans l'étude sur le stepping érigé.

2.4.4.2 Effet des flux sur la distance parcourue

Il faut noter que les flux optiques n'ont pas d'effet sur la distance parcourue en position quadrupède : ceci peut s'expliquer par les faibles distances parcourues en une minute et le faible pourcentage de nouveau-nés capables de se propulser en un temps si court.

2.4.4.3 Effet des flux sur l'alternation et la co-activation des cycles de mouvements

Le nombre de pas alternés en condition de flux optique Avant et Arrière est plus important que le nombre de pas parallèles dans toutes les conditions. Il semblerait donc que le flux optique, en plus

²¹ Voit Introduction, section 1.2.2.3 page 28 pour une description de ces études

d'augmenter le nombre de pas, modifie la qualité du pas. Cependant, ce protocole de codage de la coordination est dépendant du nombre de pas observé. Ainsi, plus il y a de pas observés sur une condition, plus ceux-ci, quand bien même ils apparaîtraient au hasard, auraient de chances d'être coordonnés et non isolés. De plus, comme évoqué ci-dessus²², la période de temps dans laquelle doit débiter le pas du limb2 pour être alterné au limb1 est plus longue que la période de temps dans laquelle il doit débiter pour être considéré comme parallèle. C'est pourquoi cette augmentation du nombre de pas alternés en condition de flux optiques n'est peut-être qu'à attribuer aux règles intrinsèques du protocole de codage et au fait qu'il y ait plus de pas dans les deux conditions de flux optiques. Toutefois, le calcul de la co-activation des mouvements de flexion et d'extension, qui, lui, est indépendant du nombre de mouvements dans les conditions, montre que la co-activation dans la condition Statique est inférieure à celles des deux conditions de flux optiques. Bien que cette différence ne soit pas significative, il sera intéressant de confirmer ce résultat sur un plus grand nombre de sujets, le calcul de la co-activation n'ayant été effectué que sur 22 sujets dans l'Etude 1.

En conclusion, l'Etude 1 montre, pour la première fois, que les flux optiques peuvent avoir un effet stimulateur sur la mobilité quadrupède tactile, dès la naissance et sans intervention d'un expérimentateur pour soutenir le nouveau-né. Ces résultats confirment que quelle que soit la posture possiblement locomotrice du nouveau-né, le contexte tactile ou non de son corps avec une surface et l'intervention ou non d'un expérimentateur, ce couplage est retrouvé, de manière plus ou moins spécifique, avec la direction des flux mais de manière indépendante de l'état d'excitation de l'enfant, suggérant un contrôle supra spinal de la mobilité des jambes du nouveau-né. Toutefois, sans avoir un nombre suffisant de mouvements de bras, l'étude ne permet pas d'affirmer que la mobilité quadrupède est toute entière adaptable au facteur exogène qu'est la projection des flux. Les limites à cette étude seront abordées dans la section suivante.

²² Voir 2.4.1.4 page 118

2.4.5 Limites de l'Etude 1

2.4.5.1 Limites des effets des flux optiques

La stimulation visuelle d'un damier noir et blanc a été choisie dans l'Etude 1 pour être identique à celle utilisée dans l'expérience du groupe de Barbu Roth en 2009 (Barbu-Roth et al., 2009). Il aurait cependant été plus approprié de privilégier les stimulations visuelles utilisées dans une étude plus récente de ces auteurs (Barbu-Roth et al., 2016). Dans cette dernière étude, trois conditions de pattern visuel en mouvement ont été testées sur le stepping tactile : 1) deux conditions de flux Avant ou Arrière avec des cercles noirs se déplaçant sur un fond blanc dans la même direction et à la même vitesse (avec 100% de cohérence) et une condition Contrôle de même fréquence spatiale et temporelle mais où les cercles se déplacent au hasard (0% de cohérence). Testées sur la mobilité quadrupède, ces trois conditions auraient permis de comparer l'effet d'un mouvement correspondant à un flux à celui d'un mouvement aléatoire, ce qui n'est pas le cas dans l'Etude 1. De plus, il aurait aussi été intéressant d'avoir un contrôle sans pattern visuel du tout car, bien que le damier ne bouge pas en condition « Statique », le nouveau-né, s'il se propulse, obtient un flux optique généré par son propre déplacement, ce qui est une situation écologique mais non une absence totale de stimulation.

Enfin, il aurait été plus approprié de tester l'effet des flux dans un contexte où le nouveau-né aurait pu se propulser librement tout en utilisant ses jambes mais, également, ses bras. C'est la question qui est abordée dans la section suivante.

2.4.5.2 Limites du contexte de test de la mobilité quadrupède

Le but de l'Etude 1 était d'analyser, pour la première fois, image par image, des enregistrements vidéo de la mobilité quadrupède à la naissance, afin d'étudier les caractéristiques de cette activité, caractéristiques pour lesquelles les observations des auteurs précédents étaient mal définies et parfois contradictoires. Un matelas à eau utilisé en service de néonatalogie a été choisi dans cette étude afin d'assurer un meilleur confort au nouveau-né tout en permettant une propulsion. Cependant, l'angle d'inclinaison de ce matelas (5 degrés) est très inférieur à celui utilisé par Katona. C'est certainement une des raisons pour lesquelles les mouvements de bras et la propulsion semblent biomécaniquement bloqués par l'effet de la pesanteur sur la tête et le tronc, ne permettant

pas de tester les capacités potentielles complètes des nouveau-nés à se propulser en utilisant leurs quatre membres dès la naissance. Cette question a été le point de départ des études suivantes.

2.4.6 Conclusion

L'Etude 1 montre que les jambes, mais aussi les bras, sont capables d'effectuer des mouvements de nature propulsive lors de la mobilité en position ventrale. L'étude suggère ainsi l'existence d'une quadrupédie néonatale complète en position ventrale, bien que ce comportement n'ait pas pu être obtenu chez tous les sujets en une minute. L'Etude 1 montre ensuite que les mouvements de jambes sont plus nombreux et majoritairement de nature propulsive, contrairement aux mouvements de bras et la mobilité quadrupède complète est propulsive dans seulement 10% des observations. Enfin, l'Etude 1 montre que le couplage entre la vision et les mouvements potentiellement locomoteurs de jambes, présent dès la naissance, s'observe aussi dans un autre contexte postural que celui des études du groupe de Barbu-Roth (Barbu-Roth et al., 2009, 2014, 2016), confirmant la possibilité d'un contrôle supra spinal de la locomotion primitive.

Toutefois, l'implication plus forte des jambes observée dans l'Etude 1 soulève une question primordiale qui est abordée dans les études suivantes : lorsque le nouveau-né est placé dans un contexte où les membres supérieurs et inférieurs subissent les mêmes contraintes biomécaniques, les bras sont-ils capables d'exprimer une mobilité éventuellement propulsive autant que les jambes et si oui, de quelle façon ?

Lors de la vie intra-utérine, le fœtus utilise autant ses bras que ses jambes pour effectuer des mouvements que Piontelli appelle « crawling pattern » (voir Figure 3 de l'introduction) (Piontelli, 2010). Dans ce contexte aquatique, il ne semble pas y avoir de différence entre la participation des membres inférieurs et des membres supérieurs en mobilité quadrupède. Or, le nouveau-né est un fœtus mature, un fœtus qui vient de quitter son environnement de micropesanteur pour rejoindre la gravité terrestre.

Ainsi, dans l'Etude 2, il est question de définir un contexte environnemental différent du matelas qui permette au nouveau-né d'exprimer l'ensemble de ses mouvements tout en lui permettant de se propulser par lui-même.

3 Etude 2 : Mise au point d'un système
d'aide à la locomotion quadrupède
néonatale

3.1 Introduction et problématique

Comme il a été montré lors de l'Etude 1, à plat ventre sur un tapis, la participation des membres supérieurs lors de la mobilité ventrale des nouveau-nés est moindre que celle des membres inférieurs, ce qui entrave considérablement la propulsion. Cette différence de participation peut être attribuée soit à des facteurs endogènes : une commande motrice de nature différente pour les bras par rapport aux jambes, soit à des facteurs exogènes : par l'action de contraintes biomécaniques.

La répartition des masses du nouveau-né, dont la tête représente un tiers du poids du corps, impose de fait une plus grande contrainte sur les mouvements des bras par rapport à ceux des jambes. La Figure 33 ci-dessous représente la répartition des pressions subies par les deux paires de membres, supérieurs et inférieurs. On comprend aisément que, de par leur seule position sur le corps, les mouvements des bras se trouvent plus contraints que ceux des jambes.

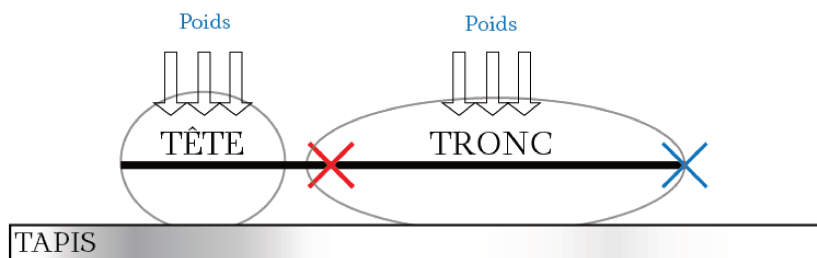


Figure 33 : Schéma représentant la répartition des pressions des masses du corps du nouveau-né entre les deux paires de membres. La croix rouge représente une pression plus forte exercée sur les bras, situés entre les deux masses que sont la tête et le tronc, alors que la croix bleue représente une pression plus faible exercée sur les jambes.

Pour Katona, c'est la stimulation de l'appareil vestibulaire qui permet de faire émerger la propulsion, avec utilisation des bras notamment (Katona, 1988, 1989). Bien qu'il n'ait pas fait d'études quantitatives qui permettraient de savoir dans quelle mesure les bras sont mobilisés par

rapport aux jambes, il indique clairement que les deux paires de membres sont tout à fait impliquées dans le processus de mobilité ventrale. Il note de même que ce pattern s'exprime à condition que la tête soit relevée par un expérimentateur, ou soit plus basse que le corps, en mettant par exemple le nourrisson sur un plan incliné (voir ci-dessous). Concernant la position à plat ventre sur un tapis, il fait donc l'hypothèse de l'existence d'un facteur endogène qui inhiberait l'apparition d'une mobilité en position ventrale quadrupède et propulsive : la non-stimulation de l'appareil vestibulaire en raison de la position de la tête.

Pour pallier cette non-stimulation vestibulaire lors d'un test simple sur un tapis de pédiatre, il utilise deux techniques différentes :

- L'inclinaison du tapis de 30 degrés, soit 6 fois plus que lors de l'Etude 1 (voir Figure 34, photo de gauche)
- Le support de la nuque et du tronc, avec un maintien de la tête relevée à l'horizontale par un expérimentateur (voir Figure 34, photo de droite)

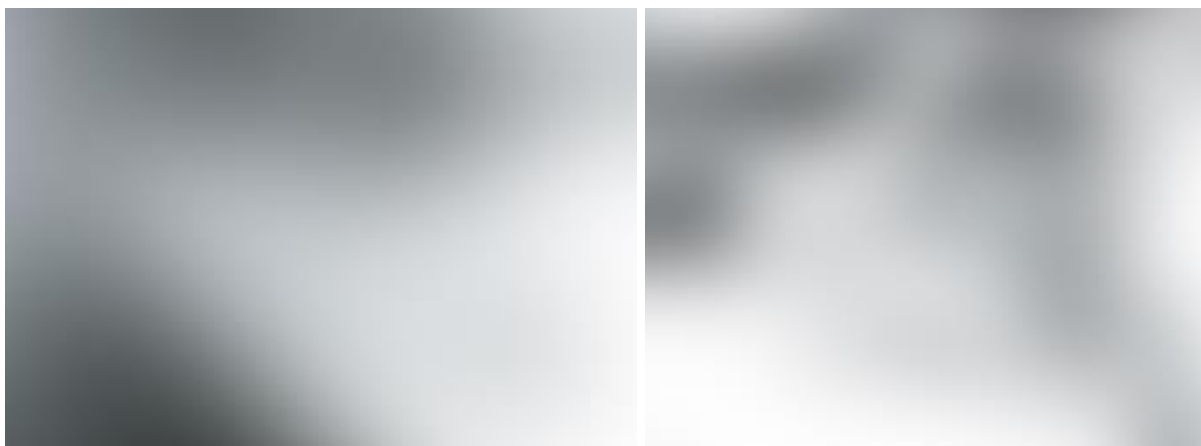


Figure 34 : Photos des deux contextes posturaux d'observation de la mobilité ventrale utilisés par Katona, *Developmental Clinical Neurology and Neurohabilitation in the Secondary Prevention of Pre- and Perinatal Injuries of the Brain*, Katona 1988.

Pour des questions éthiques, il est apparu difficile de tester des nouveau-nés sur des plans inclinés de 30 degrés comme le fait Katona en Hongrie depuis les années 80, ceci d'autant plus qu'il est souvent nécessaire d'attendre plus de 5 min avant d'observer une propulsion (Katona, communication personnelle). La méthode de support du corps par un expérimentateur n'est pas non plus adéquate, car si elle se révèle efficace, elle induit directement un biais dans le protocole expérimental, notamment si l'on veut mesurer la propulsion autonome. Il faut noter que ces deux méthodes déchargent les membres d'une partie du poids du corps, si bien qu'il est difficile de savoir si la mobilité ventrale est facilitée par la stimulation vestibulaire ou par une répartition différente des masses facilitant le mouvement des membres.

Notre idée a été de fabriquer un support pour faciliter la mobilité quadrupède de l'enfant dès la naissance dans le but de répondre aux questions suivantes :

1. Les différences observées lors de la mobilité ventrale d'un nouveau-né sur un tapis, entre la quantité de mouvements produite au niveau des jambes et celle produite au niveau des bras, ne pourraient-elles pas s'expliquer par la plus grande contrainte biomécanique à laquelle sont exposés les membres supérieurs ?
2. Dans un contexte biomécanique adapté à l'enfant, la mobilité ventrale du nouveau-né permet-elle une propulsion plus efficace que celle observée dans l'Etude 1 ?
3. Peut-on obtenir une mobilité ventrale pour laquelle la participation des membres est uniformément répartie entre les bras et les jambes, sans aucune stimulation, pas même vestibulaire ?

Afin d'offrir au nouveau-né un support qui permette de répondre à ces questions, un outil appelé « CrawliSkate » a été inventé par l'équipe.

3.2 Le CrawliSkate

Le CrawliSkate (aussi appelé Crawli) est une planche à roulettes recouverte de mousse, adaptée aux morphologies du nouveau-né et sur laquelle il peut être maintenu en position ventrale, afin d'exprimer librement sa mobilité ventrale d'une façon possiblement propulsive.

3.2.1 Objectifs

Le CrawliSkate a été pensé de façon à remplir les objectifs suivants :

1. Libérer les bras d'une grande partie du poids de la tête et du tronc. La tête et la partie supérieure du tronc sont donc surélevées, afin que le rapport de force entre les membres supérieurs et le poids du corps qu'ils supportent, se rapproche du rapport que l'on observe sur les jambes.
2. Réduire les forces de frictions de la tête et du tronc du nouveau-né avec le tapis, pour augmenter la force propulsive des jambes et des bras dans le cas d'une hypothétique propulsion quadrupède. Un système de support à roulettes sphériques a été optimisé afin de demander moins d'énergie aux membres pour produire un déplacement, et permettre ce déplacement dans toutes les directions.
3. Maintenir la tête à l'horizontale, de la même façon qu'elle le serait sur un tapis afin de ne pas créer de stimulation vestibulaire passive, tout en en surélevant légèrement la ceinture scapulaire du nourrisson, ce qui assure le maintien de la courbure concave de la colonne vertébrale entre la tête et le tronc, courbure naturelle du nouveau-né.
4. Permettre au nourrisson de s'orienter librement à droite ou à gauche sur 360 degrés.

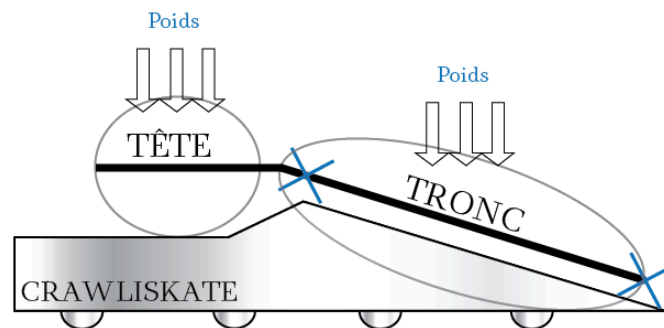


Figure 35: Schéma représentant la répartition des pressions des masses du corps du nouveau-né sur le Crawli

Le Crawli se positionne entre le tapis de pédiatre et le nouveau-né comme montré sur la Figure 35. Le nouveau-né est rendu solidaire de l'outil par un système d'attaches que l'on peut observer sur la Figure 35, mais aussi sur la Figure 39 et décrit ci-après en partie 3.2.2.1.



Figure 36 : Photo d'un nouveau-né sur un Crawli lors de tests pilotes. Pour conserver l'anonymat, le visage a été flouté

3.2.2 Description technique

3.2.2.1 Composition

Le Crawli se compose d'une plaque d'aluminium Dibond de 3 millimètres d'épaisseur qui assure la rigidité et la tenue ferme de l'ensemble du dispositif, sur laquelle vient s'insérer la majeure partie des autres pièces (voir Figure 38). Cette plaque est composée d'une partie centrale qui sera placée

sous le nouveau-né et de deux bras latéraux appelés stabilisateurs dont la fonction est d'empêcher les basculements du Crawli sur l'axe longitudinal. Ces stabilisateurs sont aussi réglables et rétractables par des boulons de fixation (voir Figure 38), afin de faciliter le transport du dispositif.

Sur la partie arrière de la plaque (partie triangulaire), destinée à supporter le tronc du nouveau-né, est posée une coque rigide et légère de polystyrène extrudé. Cette mousse rigide de support (voir Figure 38), sert à créer la pente surélevant la partie haute du tronc. Elle est creusée dans sa partie longitudinale afin d'assurer la stabilité du nouveau-né, empêchant son basculement de gauche à droite autour de l'axe longitudinal.

Sur cette coque, ainsi que sur toutes les autres parties de la plaque d'aluminium, est déposée une couche de mousse plus souple assurant le confort du nouveau-né (voir Figure 37 et Figure 38). Son épaisseur est variable selon les endroits, de façon à optimiser le rapport entre confort et maintien. Ainsi, sous la tête, la mousse fait 3 centimètres d'épaisseur, alors qu'elle n'en fait qu'un centimètre au niveau du nombril (voir Figure 37).

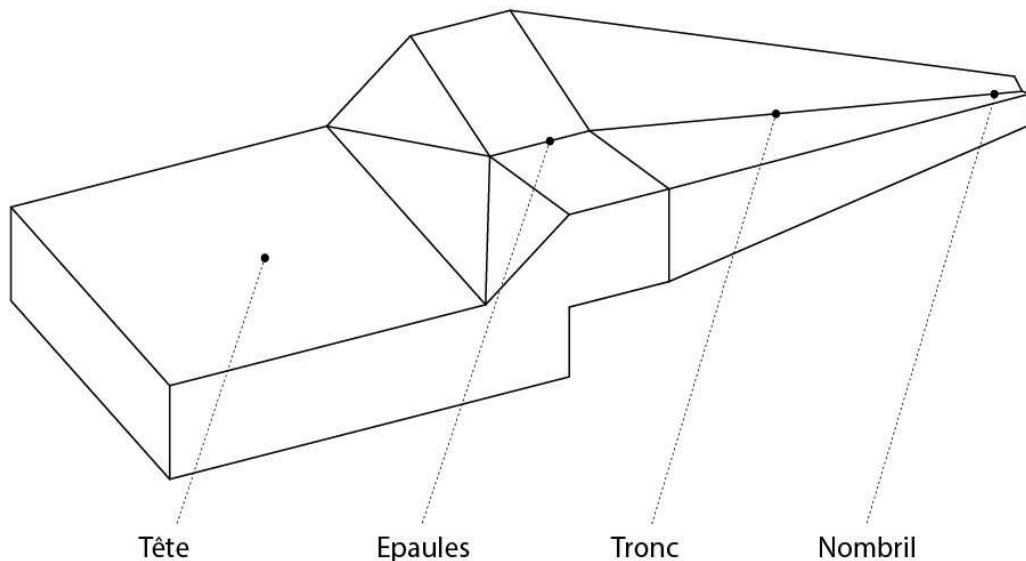


Figure 37 : Schéma en 3D représentant la partie de mousse souple qui assure à la fois le confort et le soutien du nouveau-né

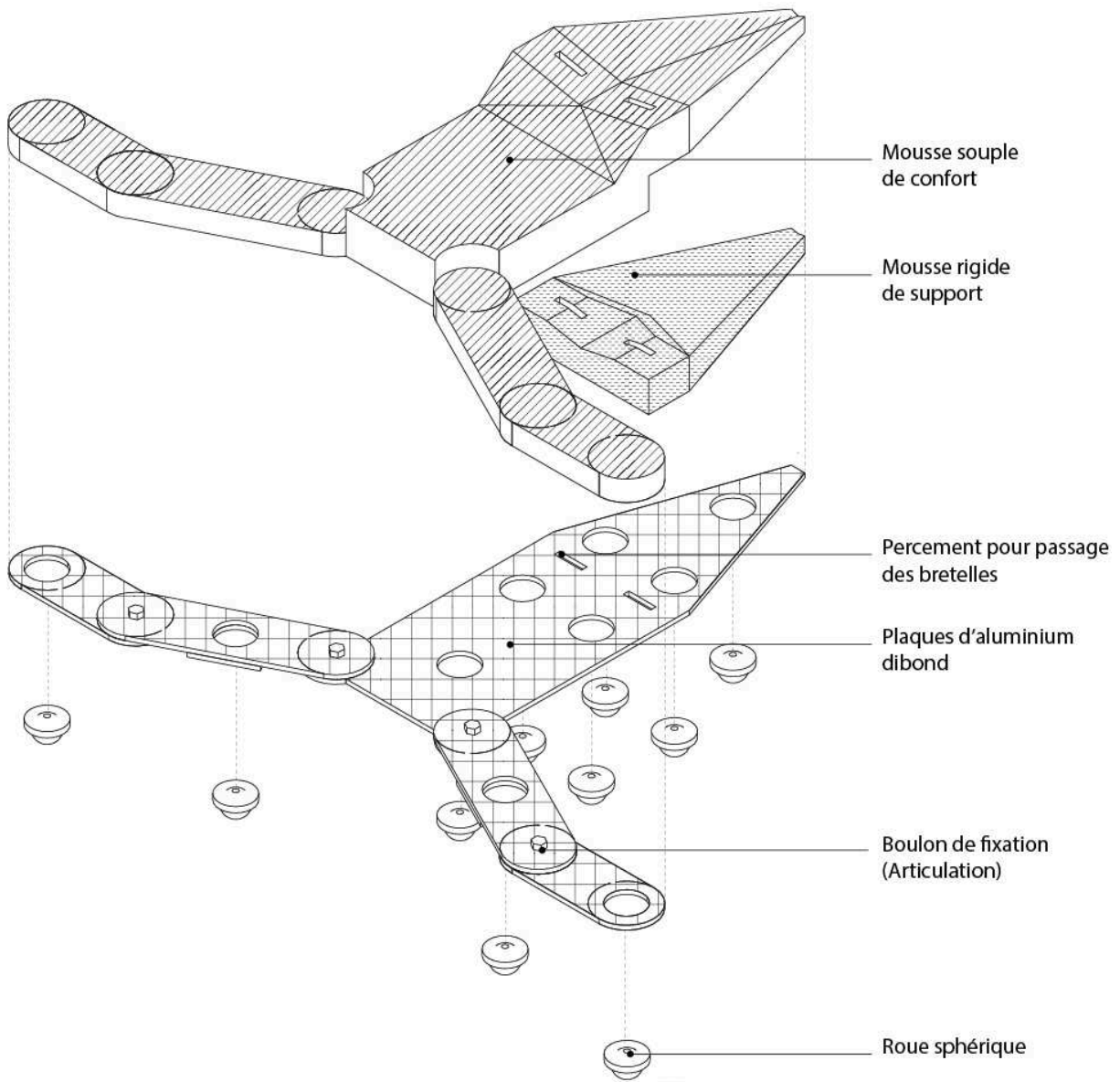


Figure 38 : Vue schématique en éclaté et ses légendes, représentant les différents matériaux composant la structure interne du CrawliSkate

L'ensemble (voir Figure 41 en fin de chapitre), composé de la plaque d'aluminium, de la coque en polystyrène et de la couche de mousse, est enveloppé dans une housse de tissu noir, doux et lavable. Sur la partie de l'ensemble qui soutient la tête, des bandes auto-agrippantes permettent de disposer un bavoir lavable (voir Figure 39).

Sur la partie arrière de l'ensemble sont cousues trois larges bandes de tissu appelées « nageoires ». Recouvertes en partie de bandes auto-agrippantes, elles permettent d'enserrer le nouveau-né afin de le solidariser à l'ensemble.

Pour parfaire cette action de solidarisation du nouveau-né sur le Crawli, deux bretelles (voir Figure 39) de 3 centimètres de largeur traversent l'ensemble de part en part, ressortent au niveau des épaules, les maintiennent, se croisent sur les « nageoires » qui ensèrent le dos et finissent par s'accrocher sous les fesses du nouveau-né. - Ces bretelles sont recouvertes, au niveau des épaules et du cou, d'une surface protectrice douce et épaisse, pour augmenter le confort du nouveau-né (voir Figure 39).



Figure 39 : Photo du CrawliSkate vu du dessus, avec sa housse de tissu noir ainsi que le dispositif légendé d'accroche et de confort du nouveau-né

3.2.2.2 Poids et dimensions

Le Crawli complet adapté au nouveau-né pèse 650 grammes et ses dimensions sont légendées en détail dans la Figure 40 ci-dessous.

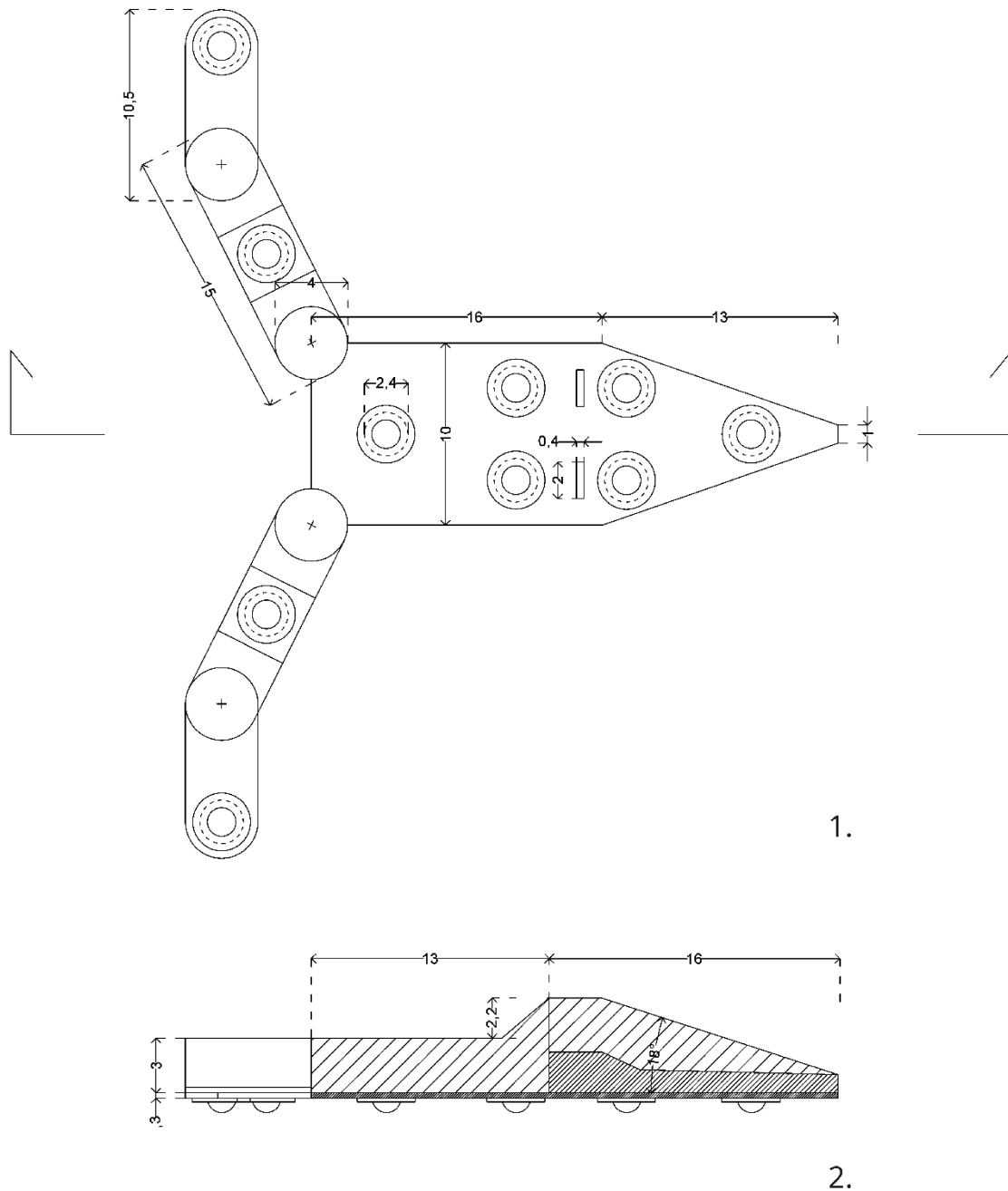


Figure 40 : Plan du CrawliSkate pour nouveau-né avec cotes en centimètres. 1. Vue en plan par le dessous. 2. Vue en coupe longitudinale.

3.3 Prise de brevet

Le Crawli est en cours de protection via une famille de demandes de brevets déposées par l'intermédiaire de la Société d'Accélération de Transfert de Technologie (SATT) IDF Innov, qui travaille en collaboration avec l'Université Paris Descartes. Cette famille se compose actuellement de :

1. Une demande de brevet européenne au numéro de publication EP2974624 A1
2. Une demande de brevet internationale au numéro de publication WO2016009022 A1 (voir Annexe II page 317)

Les inventeurs sont :

- Marianne Barbu-Roth de l'Université Paris Descartes-CNRS
- Vincent Forma de l'Université Paris Descartes-CNRS
- Joëlle Provasi de l'Ecole Pratique des Hautes Etudes
- David Anderson de la San Francisco State University
- Benoist Schaal de l'Université de Bourgogne
- Caroline Teulier de l'Université Paris Orsay

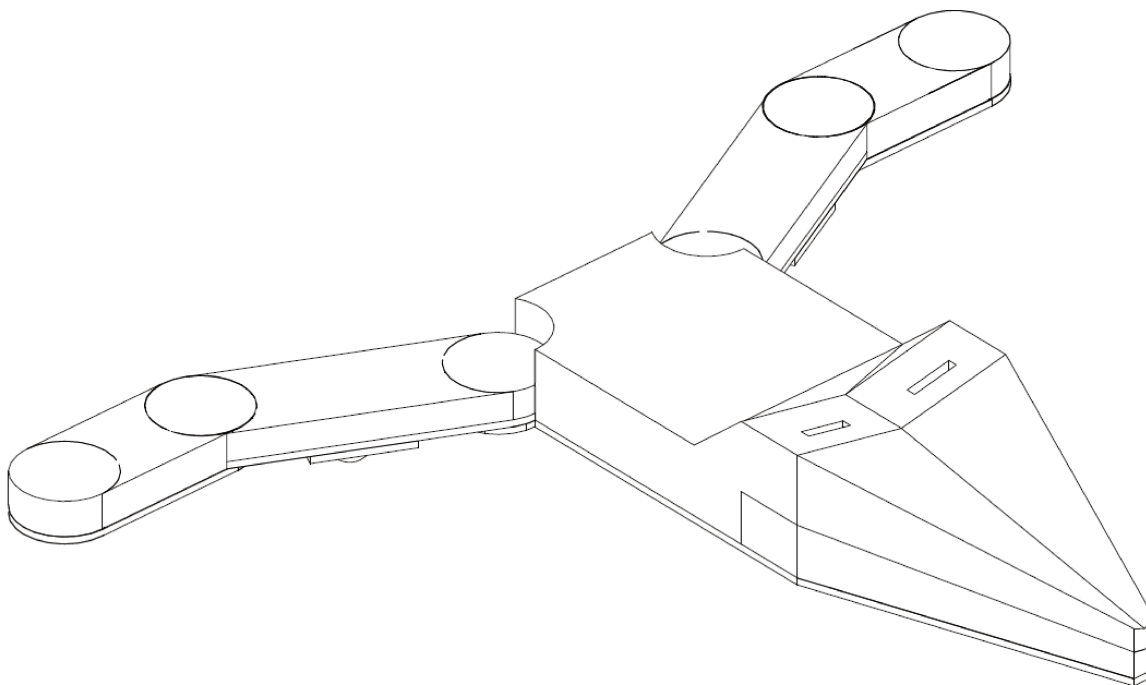


Figure 41 : Schéma représentant l'ensemble des différents composants internes du Crawli, prêts à être recouverts de la housse et du système d'accroche et de confort du nouveau-né.

4 Etude 3 : Comparaison de la mobilité
quadrupède du nouveau-né sur un tapis
ou sur un CrawliSkate

4.1 Introduction

Il a été montré lors de l'Etude 1 que la mobilité quadrupède néonatale en position ventrale est plus qu'un simple réflexe puisque les mouvements de jambes produits, comme lors du *stepping* néonatal, sont modulables par des flux optiques.

Toutefois l'Etude 1 ne permet pas :

- De connaître la nature de la mobilité quadrupède en position ventrale, dans un environnement sans stimulation visuelle extérieure
- D'appréhender pleinement l'implication des bras dans le processus
- De connaître les caractéristiques cinématiques de la mobilité quadrupède en position ventrale
- D'évaluer les capacités propulsives du nouveau-né

Le système d'aide à la locomotion quadrupède qui a été développé lors de l'Etude 2 permet de placer le nouveau-né dans un environnement où ses bras et ses jambes subissent des contraintes biomécaniques comparables, et où la propulsion active de son corps est facilitée.

Les objectifs de l'Etude 3, s'inscrivent donc dans la continuité de l'Etude 1 et sont rendus en partie possibles par l'Etude 2. Ils sont les suivants:

- Définir la nature de la mobilité quadrupède sur un tapis à la naissance, sans aucune stimulation externe et comparer les résultats ainsi obtenus avec ceux de l'Etude 1 sur un tapis présentant un pattern visuel (condition Statique de l'Etude 1)
- Etudier la nature de cette mobilité quadrupède dans un environnement adapté aux capacités du nouveau-né, par l'utilisation du CrawliSkate et ainsi savoir si les nombres plus faibles de mouvements de bras observés dans la littérature et dans l'Etude 1 sont dus à une contrainte biomécanique plus forte sur ces membres ou à une activation neuro-motrice plus faible.
- Evaluer, pour la première fois, les caractéristiques cinématiques des mouvements produits sur un tapis mais aussi sur le CrawliSkate.

4.2 Matériel et méthode

4.2.1 Recrutement des sujets

4.2.1.1 Critères d'inclusion

Pour les besoins de cette expérience, les critères d'inclusions sont établis comme suit:

1. Age : entre 12 heures et 4 jours
2. Poids: supérieur ou égal à 2 700 grammes à la naissance et pas de diminution de poids supérieure à 10% depuis la naissance.
3. Age du terme: naissance avec un terme supérieur à 37 semaines d'aménorrhée (SA).
4. Score Apgar²³ : supérieur ou égal à 7, cinq minutes après la naissance et supérieur ou égal à 8, dix minutes après la naissance.
5. Allaitement au lait maternel exclusif ou allaitement au lait artificiel exclusif.
6. Accouchement eutocique, par voie basse spontanée ou instrumentale (utilisation de forceps ou de spatules) sans complication. Sont exclus les accouchements par césarienne parce qu'ils font souvent suite à une position en siège du fœtus, lors de laquelle le développement des membres inférieurs est modifié. De plus, lors d'une césarienne planifiée, le travail n'a pas lieu et le nouveau-né n'est donc pas soumis aux mêmes conditions biologiques (augmentation de l'adrénaline) et biomécaniques (compression mais aussi participation active du nouveau-né) du travail qui accompagne l'accouchement eutocique.
7. Absence de pathologie quelconque.

4.2.1.2 Procédure de recrutement

La sélection des participants potentiels pour l'étude est effectuée à la Maternité Cochin Port Royal à Paris. Une collaboration avec l'équipe de soins permet de sélectionner les patients qui correspondent aux critères d'inclusion.

²³ « Le score Apgar ou cotation d'Apgar est un système utilisé par les gynécologues, obstétriciens accoucheurs, anesthésistes, qui permet d'évaluer les grandes fonctions vitales du nouveau-né dès les premiers instants de sa vie. » selon le Vulgaris Medical. La fréquence cardiaque, les mouvements respiratoires, la coloration de la peau, le tonus musculaire et les réactions aux stimulations externes sont tous noté de zéro à deux pour un score total sur 10 points.

L'étude est présentée aux parents dans leur chambre. Lors de cette présentation, des informations relatives à la libre participation, à l'anonymat, au protocole précis de l'étude et aux conditions nécessaires à sa réalisation (durée, essais, utilisation de capteurs pour mesures du mouvement et enregistrement vidéo du test) sont délivrées.

Si les parents acceptent de participer, un document comprenant un descriptif du cadre général des études menées au Babylab dans lequel la présente étude s'inscrit ainsi qu'un formulaire de consentement sont remplis et signés en deux exemplaires, un pour l'équipe et un pour les parents.

4.2.1.3 Population testée

Pour la réalisation de cette expérience, 103 nouveau-nés ont été testés. Toutefois 12 sujets ont été exclus de toute analyse pour les raisons suivantes :

- a) Impossibilité d'obtenir un état d'éveil calme
- b) Mise en évidence d'un allaitement mixte pour 4 sujets
- c) Les parents ont manifesté le souhait d'arrêter le test pour 2 sujets
- d) Maman porteuse du virus de l'immunodéficience humaine donc nouveau-né sous traitement pour 1 sujet
- e) Attribution par la mère de vitamines au nouveau-né avant de procéder à l'enregistrement pour 1 sujet

La population finale de l'Etude 3 est donc de 91, dont 43 garçons et 48 filles, dont 31 sont nourris au lait artificiel et 60 au lait maternel. Leurs caractéristiques sont présentées dans le Tableau 11 qui suit :

Age (h)	Age du terme (j)	Poids (g)	PC (cm)	Taille (cm)
54	277	3339	34,8	50,2
<i>15</i>	<i>7,5</i>	<i>390</i>	<i>2,0</i>	<i>2,0</i>

Tableau 11 : Caractéristiques²⁴ des 91 sujets de l'Etude 3. L'âge est celui du nouveau-né au moment du test et le poids, la taille et le Périmètre Crânien (PC) sont mesurés à la naissance.

²⁴ Rappel, les moyennes sont en gras et les écarts types en italique comme sur tout le document

4.2.2 Matériel

4.2.2.1 La pièce du Babylab

Le Babylab est situé au niveau -1 de la Maternité. Il s'y trouve une salle d'attente dans laquelle sont reçus les parents et le nouveau-né et une salle de passation où sont effectués les tests.

Une table à langer se situe à l'entrée de la salle de passation. Elle est recouverte d'un matelas particulier afin d'augmenter le confort de l'enfant lors de la pose des marqueurs et de permettre une bonne courbure concave de la colonne vertébrale, posture naturelle du nouveau-né : Squishon Mattress (Children Medical Ventures) rempli d'un gel à base d'eau, de carboxy-vinyl non toxique et d'un agent antibactérien (30,48 x 57,15 cm), lui-même enveloppé dans une housse lavable en tissu (voir Figure 42).

La table d'expérimentation (voir Figure 42) se situe au centre de la pièce et mesure 2 mètres de longueur sur 1 mètre de largeur pour 1 mètre de hauteur.

Un tapis de pédiatre (voir Figure 42) est disposé sur la table d'expérimentation. Ce tapis de pédiatre est composé d'une mousse de 120 cm sur 160 cm sur 8 centimètres d'épaisseur. Afin de faciliter la propulsion du nouveau-né, la densité de la mousse est élevée et égale à 40 kg/m³, ce qui limite les entraves frictionnelles en empêchant le nouveau-né de s'y enfoncer et permet également une bonne mobilité du Crawli.

De plus le tapis de pédiatre est recouvert d'une housse de toile cirée blanche lessivable qui permet une bonne adhérence de la peau au contact du tapis.

Sur la totalité des deux longueurs et sur la totalité de la largeur à l'extrémité du tapis, sont collées des barrières en polystyrène recouvertes de tissus noir afin de prévenir une éventuelle sortie du tapis par le nouveau-né (voir Figure 42).

Une marque de départ est notée au milieu du tapis de pédiatre à 30 centimètres du bord sans barrière (voir Figure 42) et servira de référence pour la position du nouveau-né en début de condition, mais aussi pour la calibration du système de capture du mouvement.

Un écran d'ordinateur est utilisé par les expérimentateurs et un second écran diffuse les deux vidéos HD du nouveau-né au parent assis sur la chaise (voir Figure 42).

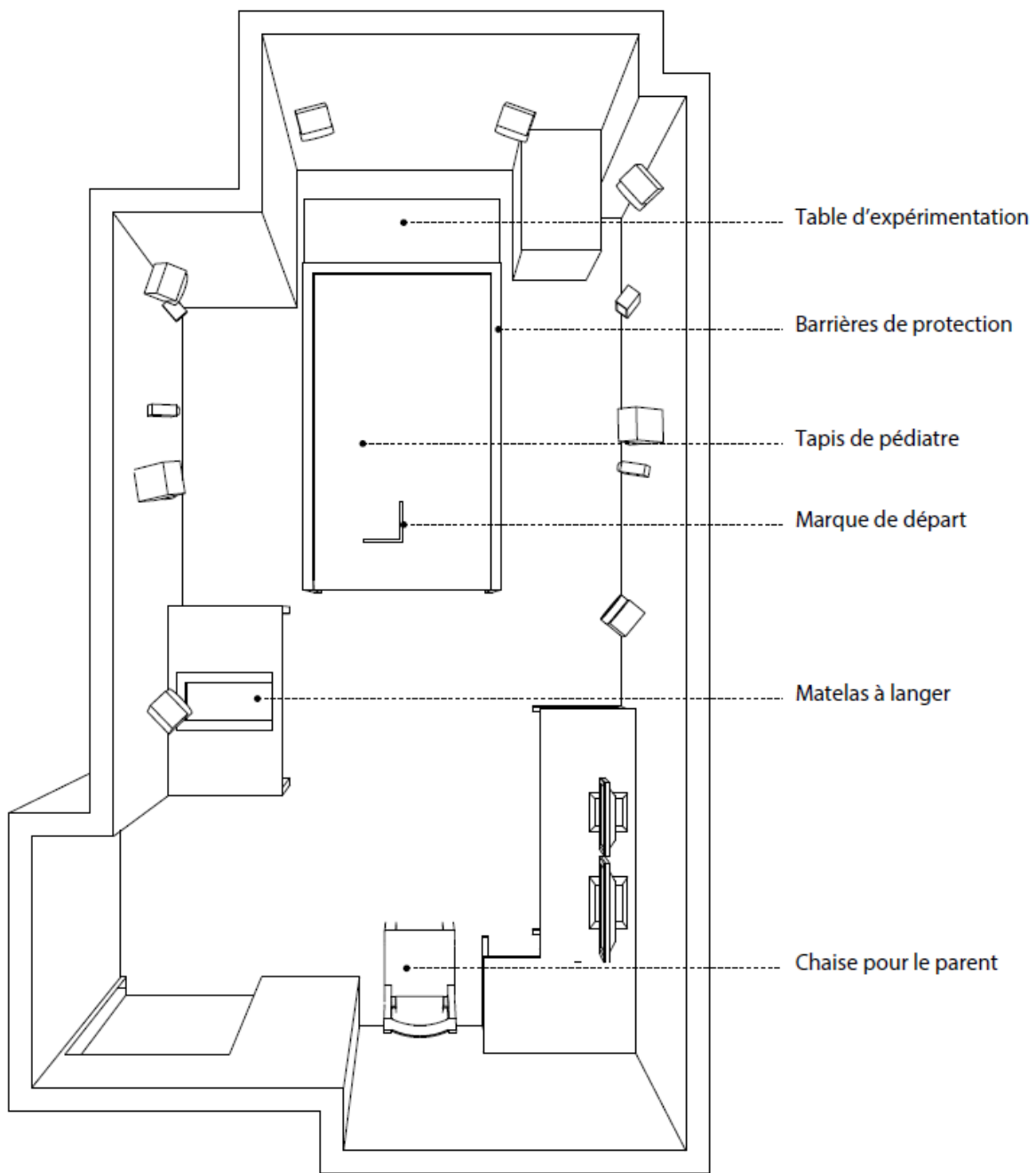


Figure 42 : Plan de la pièce du Babylab

4.2.2.2 Matériel de recueil des données

4.2.2.2.1 Enregistrement 3D

Les mouvements du nouveau-né sont enregistrés en 3D à l'aide de huit caméras Qualysis 3D Oqus 100 à la fréquence de 60 Hertz. Les caméras sont situées de manière à visualiser l'ensemble de la surface du tapis de pédiatre et l'intégralité des capteurs (voir Figure 43). Les 8 caméras projettent des flashes d'infrarouge qui sont reflétés par les marqueurs. Par un système de triangulation une position en X, Y et Z est attribuée à chaque marqueur dans l'espace préalablement calibré et qui a pour origine la marque de départ.

Une nouvelle calibration du dispositif de capture du mouvement est effectuée chaque jour de test et offre un volume de 750mm carré.

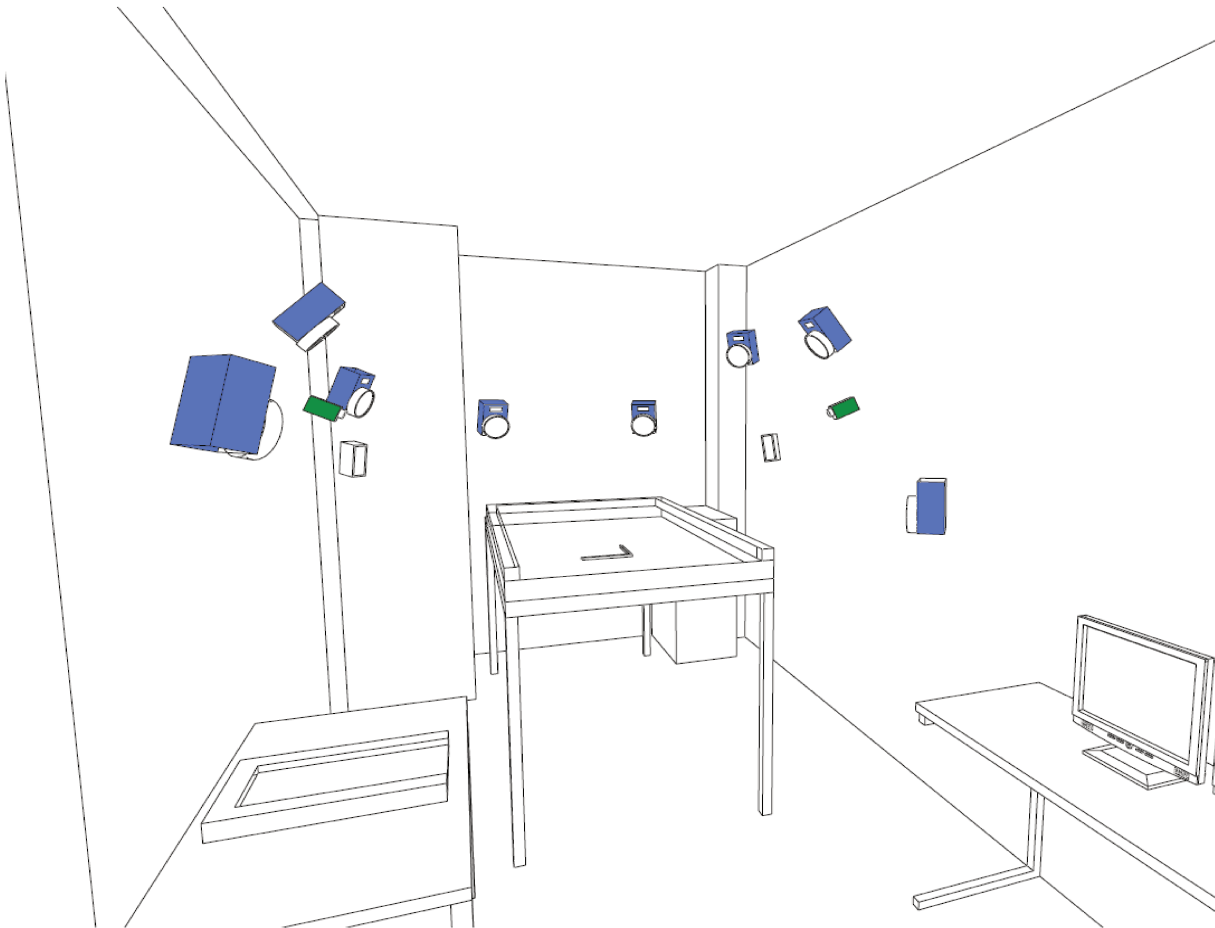


Figure 43 : Vue de la pièce du Babylab depuis l'entrée avec en bleu les cameras 3D Qualysis et en vert les Cameras HD 2D Sony

4.2.2.2 Enregistrement 2D

Deux caméras digitales Haute Définition 2D Sony Handycam hdr-cx 160 sont situées latéralement au tapis de pédiatre, perpendiculairement au plan sagittal dans lequel est placé le nouveau-né (voir Figure 43). Elles enregistrent à une fréquence de 60 Hertz soit 60 images par seconde.

4.2.2.3 Enregistrement Audio

Les deux caméras digitales sont équipées de microphones permettant d'enregistrer les éventuelles vocalisations du nouveau-né.

4.2.2.3 Les programmes logiciels

Le logiciel QTM fourni par Qualysis est utilisé pour la restitution et la visualisation des données 3D, 2D et audio. QTM utilise des drivers BlackMagicMotion pour procéder à l'acquisition et à la synchronisation des données provenant des différentes sources. Le tout est installé sur un Pc Dell équipé d'un système d'exploitation Windows 7.

4.2.2.4 Les marqueurs

Pour procéder à la capture du mouvement, 16 marqueurs Vicon sphériques réfléchissants permettant de réfléchir les infrarouges envoyés par les caméras Qualysis sont placés sur le nouveau-né. Selon leur position sur le corps du nouveau-né ils ne sont pas attachés de la même façon et n'ont pas le même diamètre. Les marqueurs qui sont positionnés sur les membres mesurent 9.5mm de diamètre : ils sont cousus sur des bandeaux de tissu doux et élastiques d'une largeur de 3 centimètres pour gêner le moins possible le mouvement. La circonférence des bandeaux est variable, un large panel est utilisé afin de les adapter au mieux aux morphologies des différents nouveau-nés. Les marqueurs qui sont positionnés sur le tronc sont placés directement sur le body ou sur le Crawli à l'aide de bandes auto-agrippantes et mesurent 14mm de diamètre. Quant aux marqueurs situés sur la tête, ils sont cousus sur un bonnet identique à ceux utilisés dans le service de néonatalité de la maternité et mesurent eux aussi 14mm de diamètre. Les 16 marqueurs sont donc ceux-ci :

- a) Epaule (2 marqueurs de 14mm avec bande auto-agrippante, un à droite et un à gauche)

- b) Coude (2 marqueurs de 9,5 mm avec bandeau, un à droite et un à gauche)
- c) Poignet (2 marqueurs de 9,5 mm avec bandeau, un à droite et un à gauche)
- d) Hanche (2 marqueurs de 14mm avec bande auto-agrippante, un à droite et un à gauche)
- e) Genou (2 marqueurs de 9,5 mm avec bandeau, un à droite et un à gauche)
- f) Cheville (2 marqueurs de 9,5mm avec bandeau, un à droite et un à gauche)
- g) Dos (1 marqueur de 14mm avec une bande auto-agrippante)
- h) Tête (3 marqueurs de 14mm sur un bonnet, un à droite, un à gauche et un au centre)

4.2.2.5 Les vêtements d'expérimentation du nouveau-né

Plusieurs bodys d'expérimentation ont été confectionnés dans plusieurs tailles. Ainsi chaque nouveau-né dispose d'un body d'expérimentation lavable et adapté à sa morphologie. Les bodys d'expérimentation sont sans manches afin de ne pas gêner les mouvements des bras et possèdent 5 zones de bande agrippante dans le dos afin d'y fixer les marqueurs lors des tests. Le tissu de ces bodys est fin, léger et élastique.

4.2.3 Protocole expérimental

Pour cette expérience deux conditions d'une minute sont réalisées en ordre aléatoire pour chaque nouveau-né :

- a) La condition Crawli : Le nouveau-né est confortablement installé sur le Crawli qui est lui-même placé sur le tapis, au niveau de la marque de départ, aucune autre stimulation posturale ou sensorielle n'est donnée au nouveau-né.
- b) La condition Tapis : Le nouveau-né est confortablement installé à plat ventre sur le tapis au niveau de la marque de départ, aucune autre stimulation posturale ou sensorielle n'est donnée au nouveau-né.

Durant les enregistrements de chacune des conditions les expérimentateurs s'assurent que le nouveau-né est toujours éveillé avec les yeux ouverts notamment à l'aide des vidéos HD des deux côtés du nouveau-né, retransmises en temps réel sur les écrans.

4.2.4 Procédure

4.2.4.1 Manipulation du nouveau-né

En vue de maintenir le plus possible le nouveau-né en stade 3 de Prechtl, phase au cours de laquelle le nouveau-né a les yeux ouverts et où son rythme cardiaque et sa respiration sont stables (Prechtl, 1974), une attention toute particulière est portée lors de toute manipulation du nouveau-né impliquant des changements de surface et de plan (les passages entre le landau à roulette, la table à langer et le tapis de pédiatre). Les nouveau-nés sont pour cela mobilisés selon la méthode de Grenier (voir encadré ci-dessous), ensuite placés sur le dos, puis amenés progressivement à détendre leurs membres et à maintenir leur tête dans le prolongement de leur colonne vertébrale.

Méthode d'Albert Grenier de libération de la motricité (Grenier, 2000) : La méthode de Grenier s'appuie notamment sur le constat que l'activité motrice du nouveau-né est dominée par le manque de contrôle des muscles du cou. Des mouvements irrépressibles des bras sont ainsi déclenchés (réflexe de Moro) si la tête du nouveau-né n'est pas maintenue, son basculement rapide entraîne un mouvement brusque d'abduction puis d'adduction des bras aboutissant à des pleurs. Aussi, selon Grenier il est crucial de maintenir la tête de l'enfant dans le prolongement de la colonne vertébrale durant toute manipulation de l'enfant. Par ailleurs, Grenier a mis au point une technique qui applique un léger étirement de la nuque de façon à ce que la tête se place dans le prolongement adéquat de la colonne vertébrale, cet étirement déclenchant une relaxation du tonus de flexion du corps et des membres avec ouvertures des mains. Cette détente du tonus amène l'enfant dans une situation que Grenier a qualifié de « motricité libérée » qui permet non seulement de dialoguer avec un enfant beaucoup plus attentif mais aussi de tester ses capacités motrices dans des conditions où les membres ne sont plus en flexion. Le tonus du corps est relâché et la tête, dans le prolongement du corps, se trouve dans un contexte optimal pour effectuer une recherche visuelle, par exemple.

4.2.4.1.1 Habillage du nouveau-né

Chaque nouveau-né est laissé dans son propre body, par-dessus lequel est enfilé un Body d'expérimentation adapté à sa taille.

4.2.4.1.2 Positionnement des marqueurs

a) Les marqueurs avec bandeau

- a. Poignet : Les marqueurs des poignets doivent être positionnés sur la face dorsale de la partie distale de l'avant-bras, juste au-dessus de l'articulation radio-ulnaire distale
- b. Coude : Les marqueurs des coudes doivent être positionnés sur la face externe de la partie distale du bras au niveau du rétrécissement des faisceaux de fibre du biceps. Le bandeau qui supporte le marqueur ne doit pas toucher le coude mais se situer juste au-dessus.
- c. Genou : Les marqueurs des genoux, doivent être positionnés sur la partie distale de la face externe de la cuisse. Le bandeau qui supporte le marqueur ne doit pas toucher la patella (rotule) mais se situer juste au-dessus
- d. Cheville : Les marqueurs de la cheville doivent être positionnés sur la face externe de la partie distale de la jambe, juste au-dessus de la malléole externe.

b) Les marqueurs avec bande auto-agrippante

- a. Épaule : Les marqueurs des épaules doivent être positionnés sur le dos au niveau du col de la scapula (omoplate)
- b. Hanche : Les marqueurs des hanches doivent être positionnés sur le bas du dos au niveau de l'insertion du fémur sur l'os iliaque.
- c. Dos : Le marqueur du dos se positionne sur les vertèbres cervicales à la base de la nuque

c) Les marqueurs du bonnet de la tête

Le bonnet comporte les marqueurs Tête Droite, Tête Gauche et Tête Centre. Les deux marqueurs latéraux se situent légèrement au-dessus des tempes du nouveau-

né et le marqueur central si situe au-dessus du front à équidistance des deux marqueurs latéraux.

4.2.4.2 Expérimentateurs

Lors de chaque test, deux expérimentateurs sont présents :

- a) L'Expérimentateur A s'occupe de la mise en place et de la surveillance du bon fonctionnement de tout appareil relatif à l'enregistrement. Il vérifie la température et la luminosité de la pièce.
- b) L'Expérimentateur B s'occupe de la prise en charge du nouveau-né et de la passation.

4.2.4.3 Luminosité

La luminosité des pièces est réduite et indirecte afin de garantir une fenêtre sensorielle adaptée et l'absence de stimuli visuels. Les volets sont fermés afin de garantir qu'aucune modulation de la luminosité intérieure ne soit induite par la luminosité extérieure.

4.2.4.4 Température

La température est relevée en fin de test à l'aide d'un thermomètre muni de deux capteurs, un pour la pièce et un pour la surface du tapis de pédiatre. La température moyenne de la pièce est de 26° et celle du tapis est de 25°

4.2.4.5 Critères nécessaires au lancement de l'enregistrement

Avant de lancer l'enregistrement, les deux expérimentateurs s'assurent que :

- a) Le nouveau-né est en état d'éveil calme
- b) Le nouveau-né est positionné sur le ventre à quatre-pattes : flexion de hanche et genou à 90°
- c) L'appui des membres supérieurs se fait via les avant-bras avec une flexion de coude à 90°
- d) Le nombril du nouveau-né est positionné sur la marque de départ

- e) Les parents sont placés en retrait, à l'arrière du tapis de pédiatre (ils peuvent visualiser les mouvements du nouveau-né sur un écran d'ordinateur)
- f) Les marqueurs sont correctement positionnés

Lorsque ces critères nécessaires au lancement de l'enregistrement sont remplis, l'Expérimentateur A déclenche l'enregistrement de la condition en cours.

Les interventions orales et autres stimulations sensorielles sont interdites durant les essais.

4.2.4.6 Données recueillies

En plus de l'âge, du sexe, poids, taille et périmètre crânien, sont notés au moment du test le temps depuis la dernière tétée et le type d'alimentation qui peut être soit le lait maternel soit le lait artificiel.

4.2.5 Codage et analyse des mouvements en 2D et des pleurs

4.2.5.1 Codage des pleurs

Le même protocole de codage des pleurs utilisé dans l'Etude 1 a été utilisé pour l'Etude 3. De même, le codage de la durée des pleurs a été effectué selon le même protocole que celui de l'Etude 1.

4.2.5.2 Codage des mouvements de la mobilité quadrupède

La même technique de codage des flexions et des extensions précédemment décrite dans l'Etude 1 a été utilisée ici pour le codage des mouvements de bras et de jambes.

Le codage des flexions-extensions permet de calculer le nombre de mouvements mais aussi, d'après les numéros d'image notés, de calculer la durée des mouvements et la co-activation de ces mouvements dans le temps.

4.2.5.3 Coefficients de corrélation

Que ce soit pour les pleurs ou pour les mouvements, le recodage et la validation du recodage ont été effectués de la même façon que dans l'Etude 1.

4.2.5.4 Analyse de la co-activation des mouvements

L'ensemble des calculs de cette section a été effectué à l'aide du logiciel Matlab. Seuls les sujets faisant au moins un mouvement sur chacun des quatre membres et dans chacune des deux conditions sont gardés pour cette analyse.

Dans une première étape, l'analyse de la co-activation a été faite de la même façon que pour l'Etude 1, par échantillonnage des profils d'activation, randomisation puis comparaison par paire de membres de la co-activation théorique avec la co-activation observée, à l'aide d'un z-score. Ce calcul est effectué en ne tenant pas compte de la catégorie flexion ou extension des mouvements de jambes ou de bras.

Dans une deuxième étape, un calcul supplémentaire a été effectué afin de déterminer la coordination alternée ou parallèle des mouvements. La même procédure que précédemment a été appliquée en tenant compte cette fois-ci de la modalité de flexion ou d'extension des mouvements des limb1 et limb2. Pour ce faire deux rapports de co-activation ont été calculés: un rapport de co-activation parallèle et un rapport de co-activation alterné. Le rapport de co-activation parallèle est la composante du rapport de co-activation pour laquelle limb1 et limb2 sont dans la même modalité de mouvement (flexion ou extension), quant au rapport de co-activation alterné, il est la composante du rapport de co-activation pour laquelle limb1 et limb2 ne sont pas dans la même modalité de mouvement, l'un en flexion, l'autre en extension.

A l'aide de la procédure utilisée pour calculer le rapport de co-activation théorique, un rapport de co-activation parallèle théorique et un rapport de co-activation alterné théorique sont calculés avec une valeur de p et une valeur de z, permettant d'appréhender de quelle façon le nouveau-né co-active ses membres de façon parallèle ou alterné par rapport à une co-activation au hasard.

4.2.6 Obtention et traitement des données 3D

Les données brutes sont extraites du logiciel QTM et tous les calculs de ce chapitre sont réalisés par des scripts écrits, pour les besoins propres de cette étude, à l'aide du logiciel Matlab.

4.2.6.1 Sélection des sujets analysables en 3D

Il arrive fréquemment que le dispositif ne parvienne pas à traquer certains marqueurs sur l'ensemble de l'essai, c'est pourquoi un travail d'interpolation de donnée manquante appelé « *gap filling* » a été effectué. Toutefois sur plusieurs sujets il n'a pas été possible d'avoir une reconstruction précise de la trajectoire notamment lorsque le signal est perdu sur de grandes périodes de temps. Ces grosses pertes sont, la plupart du temps, dues au fait que le sujet parvient à arracher involontairement un marqueur ou à le cacher complètement. Pour ces raisons les sujets pour lesquels les coordonnées d'un des marqueurs, mesurées ou interpolées, ne dépasse pas 80% du temps de l'essai ont été exclus. Toutefois les marqueurs de la tête ont été particulièrement touchés par des pertes de signal. En effet leur position légèrement basse permet au nouveau-né de les cacher aisément s'il relâche complètement la tête sur un des deux côtés. C'est pourquoi si la perte du signal d'un marqueur à plus de 80% concerne un marqueur de la tête, le sujet sera gardé pour l'analyse générale et seulement exclu pour les variables concernant les orientations de tête décrites en partie 4.2.6.8.

4.2.6.2 Données 3D brutes

Le système de capture du mouvement donne, pour chaque sujet et chaque condition, un tableau de coordonnées brutes dans lequel les coordonnées en X, Y et Z sont données au millième de millimètre pour tous les marqueurs (en colonne) et pour chaque image (en ligne), dans un repère orthonormé X, Y et Z avec pour origine la marque de départ. L'axe XY représente le tapis de pédiatre et l'axe XZ est parallèle au plan longitudinal du nouveau-né en position initiale. Ces coordonnées brutes sont donc données dans le référentiel allocentré (voir Figure 45).

4.2.6.3 Définition du Centre de masse virtuel du nouveau-né

A l'aide des coordonnées en X, Y et Z obtenues pour les marqueurs Epaule Droite, Epaule Gauche, Hanche Droite et Hanche Gauche est calculé le Centre de Masse virtuel du nouveau-né qui est le barycentre du tétraèdre formé par les deux épaules et les deux hanches (voir Figure 44). Ce centre de masse est noté COM par convention, pour « *Center Of Mass* » en anglais.

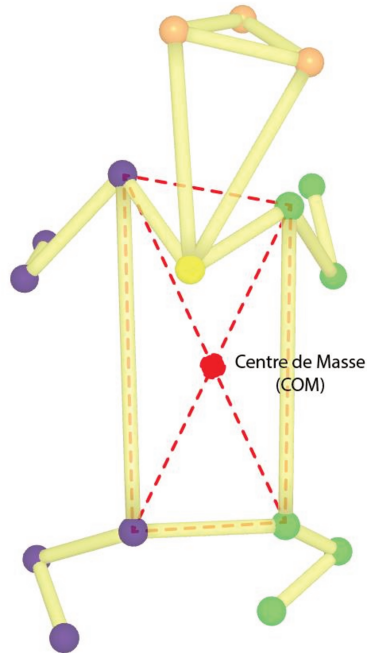


Figure 44 : Schéma représentant l'emplacement du Centre de masse virtuel (COM) sur le nouveau-né reconstitué en 3 dimensions à l'aide des coordonnées des 16 marqueurs

4.2.6.4 Définition des Référentiels utilisés dans l'étude

Les coordonnées de tous les marqueurs sont données dans le référentiel allocentré décrit précédemment qui a pour origine la marque de départ sur le tapis de pédiatre (voir section 4.2.6.2). Pour calculer certaines variables sans qu'elles soient impactées par les déplacements du nouveau-né, les données de tous les marqueurs sont également calculées dans un référentiel égocentré propre à chaque sujet selon ses déplacements (voir Figure 45).

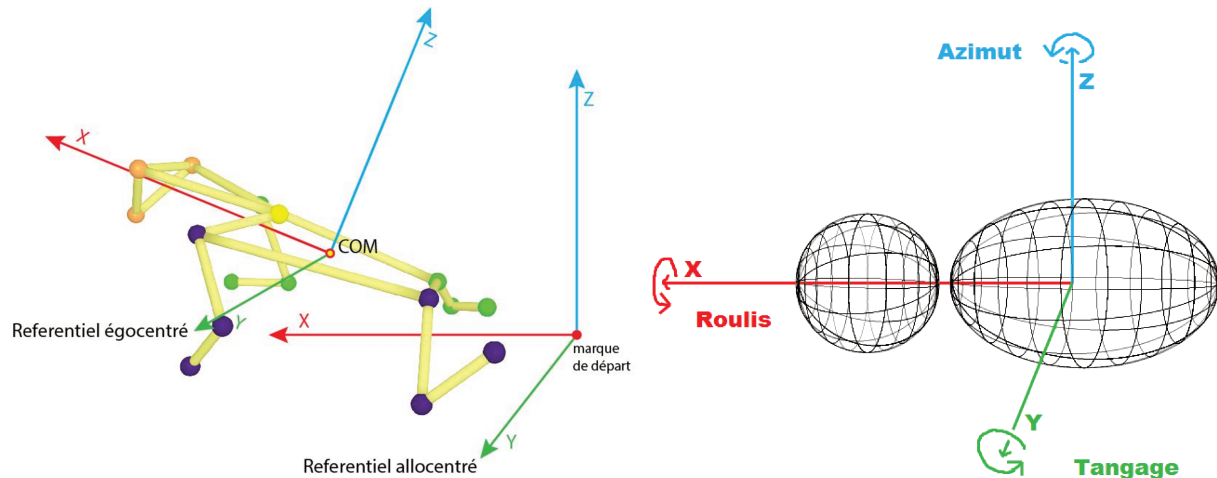


Figure 45 : Schéma de gauche, représentant le référentiel allo-centré et le référentiel égo-centré avec leurs différents points d'origine et orientations. Figure 46 : Schéma de droite représentant le nouveau-né sur le ventre et ses possibles rotations du tronc autour des différents axes

Ce référentiel égo-centré a pour origine le centre de masse du nouveau-né et subi donc des translations en X, Y et Z et des rotations dans le référentiel allo-centré lorsque le nouveau-né se déplace.

L'axe des X du référentiel égo-centré passe par le milieu du segment formé par les marqueurs Epaule Gauche et Epaule Droite, l'axe des Y coupe le segment que forme les marqueurs Epaule Gauche et Hanche Gauche. Ainsi, si l'on se représente le nouveau-né sur le ventre sur le tapis ou le Crawli comme un corps flottant, l'orientation des axes dans le référentiel égo-centré subit des rotations d'Euler en roulis, tangage et azimut dans le référentiel allo-centré, lorsque le nouveau-né se déplace (voir . Figure 46).

4.2.6.5 Analyse 3D des mouvements codés

Pour chaque mouvement de flexion et d'extension codés sont calculées les variables suivantes :

- Les **amplitudes moyennes** des deux marqueurs du membre concerné (poignet et coude pour les mouvements de bras ; cheville et genou pour les mouvements de jambes). L'amplitude calculée d'un marqueur est égale à la distance comprise entre la position du marqueur à l'image du départ du mouvement et la position du marqueur à l'image de la fin du mouvement.

- Les **vitesse maximale** atteintes par les deux marqueurs du membre concerné lors du mouvement. La vitesse maximale calculée d'un marqueur est égale à la vitesse maximale du marqueur obtenue parmi les x vitesses calculées pour chaque image qui compose le mouvement. La vitesse maximale permet ainsi d'appréhender le pic de vitesse qu'a atteint le mouvement lors de la courbe typique d'accélération et de décélération qu'il décrit (voir l'exemple de la Figure 47).

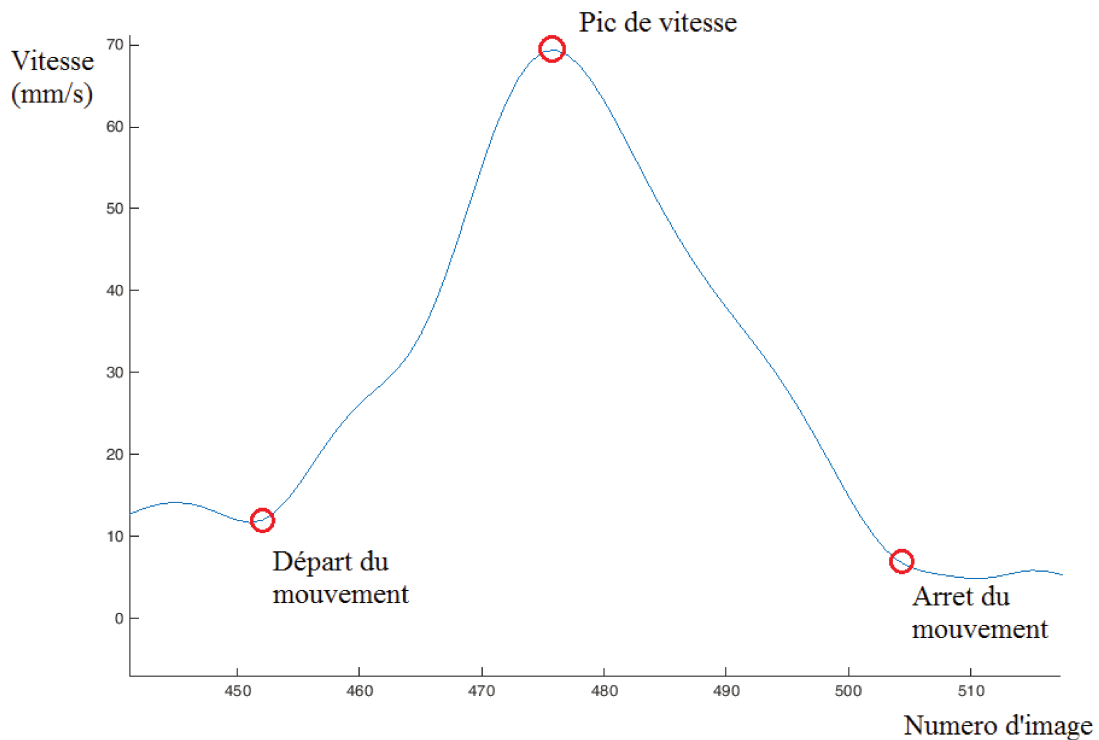


Figure 47 : Profil de vitesse d'un marqueur d'un membre lors d'un mouvement de flexion (ligne bleu), avec les différents évènements notables (cercles rouges)

4.2.6.6 Calcul de la Distance parcourue

La distance parcourue est calculée de deux façons :

- La **distance effective** (DE) est calculée en prenant la distance parcourue par le COM entre la première image et la dernière image de l'essai, dans le référentiel allocentré.

- La **distance absolue** (DA) est calculée en prenant la somme des distances parcourues par le COM entre chaque image dans le référentiel allocentré.

Les deux distances sont chacune moyennées par seconde. La distance effective permet d'appréhender la propulsion efficace du nouveau-né alors que la distance absolue prend en compte l'ensemble des micro-déplacements de son COM lors de l'essai (voir Figure 48)

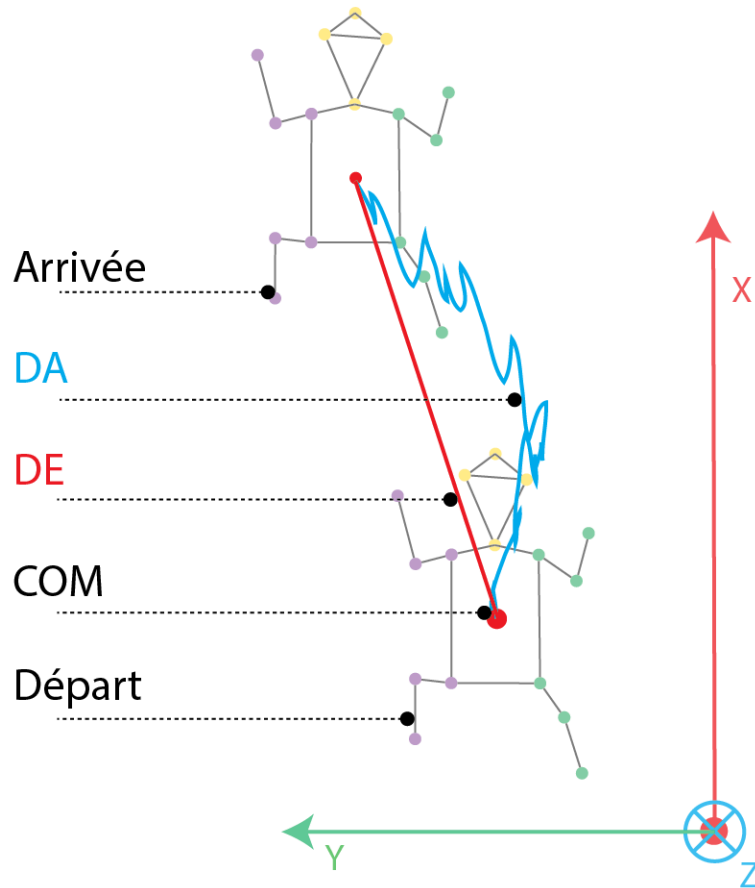


Figure 48: Schéma représentant la trajectoire du COM calculée pour obtenir la distance effective (DE) en rouge et la distance absolue (DA) en bleu.

La DE et la DA sont calculées dans le référentiel allocentré du tapis :

- Dans l'axe des X afin d'obtenir les déplacements vers l'avant ou vers l'arrière
- Dans l'axe des Y afin d'obtenir les déplacements latéraux
- Dans le plan XY afin d'obtenir les déplacements totaux

4.2.6.7 Calcul d'un Score 3D des membres

Un **score 3D** a été calculé pour chaque membre et se définit comme suit. Premièrement les distances parcourues par tous les marqueurs des membres, tête et tronc en XYZ dans le référentiel égo-centré sont calculées pour chaque image (Ces distances parcourues sont représentées sur la Figure 49).

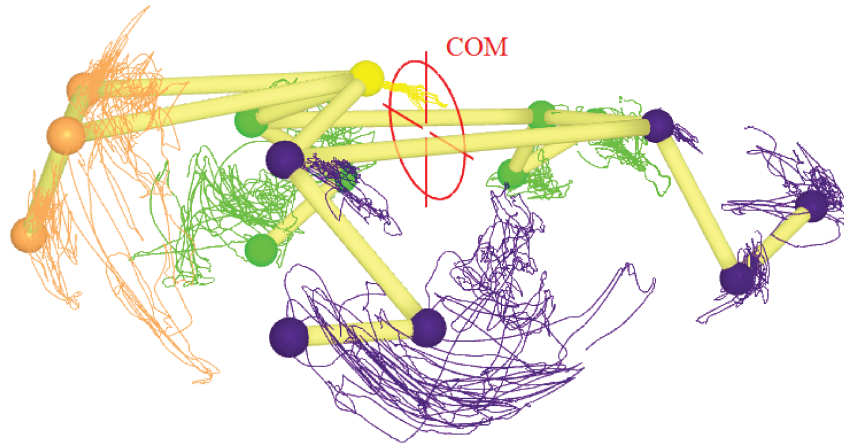


Figure 49 : Schéma en 3 dimensions représentant les distances parcourues par les différents marqueurs dans toutes les directions de l'espace prisent en compte dans le calcul du score 3D

Ensuite, pour chaque image sont calculées les moyennes M des deux distances parcourues par les marqueurs du coude et du poignet pour les bras, et du genou et de la cheville pour les jambes. Enfin, le score 3D d'un membre donné s'obtient en divisant la somme des moyennes M par 60 secondes afin d'obtenir la vitesse moyenne des déplacements des marqueurs du membre dans l'espace par seconde. Ci-dessous est donnée à titre d'exemple l'équation du Score 3D du bras droit noté Ω_{BD} .

$$V_{PD_t} = \sqrt{(X_{PDtr_t} - X_{PDtr_{t-1}})^2 + (Y_{PDtr_t} - Y_{PDtr_{t-1}})^2 + (Z_{PDtr_t} - Z_{PDtr_{t-1}})^2}$$

$$V_{CoD_t} = \sqrt{(X_{CoDtr_t} - X_{CoDtr_{t-1}})^2 + (Y_{CoDtr_t} - Y_{CoDtr_{t-1}})^2 + (Z_{CoDtr_t} - Z_{CoDtr_{t-1}})^2}$$

$$\Omega_{BD} = \sum_{t=1}^{n-1} \frac{(V_{PD_t} + V_{CoD_t})}{n-1}$$

Avec :

- n = Le nombre d'images dans l'essai = 3600
- V = Vitesse
- PD = Poignet Droit
- CoD = Coude Droit
- tr = dans le référentiel égocentré (« tr » car basé sur le tronc)

En conclusion, le score 3D d'un membre représente la vitesse moyenne par sec des déplacements de ses marqueurs dans l'espace XYZ du référentiel égocentré.

Il donne donc une indication sur la quantité et l'énergie des mouvements globaux, dans toutes les directions, produites par le membre durant la condition.

4.2.6.8 Orientation du tronc et de la tête

L'orientation du tronc est calculée par les rotations d'Euler (dans l'ordre X, Y et Z) de celui-ci dans le référentiel allocentré. La rotation autour de l'axe Y est le tangage, la rotation autour de l'axe X est le roulis et la rotation autour de l'axe Z est l'azimut. Par ces trois variables il est donc possible de connaître de quelle façon le nouveau-né a positionné son corps sur le tapis (voir Figure 50).

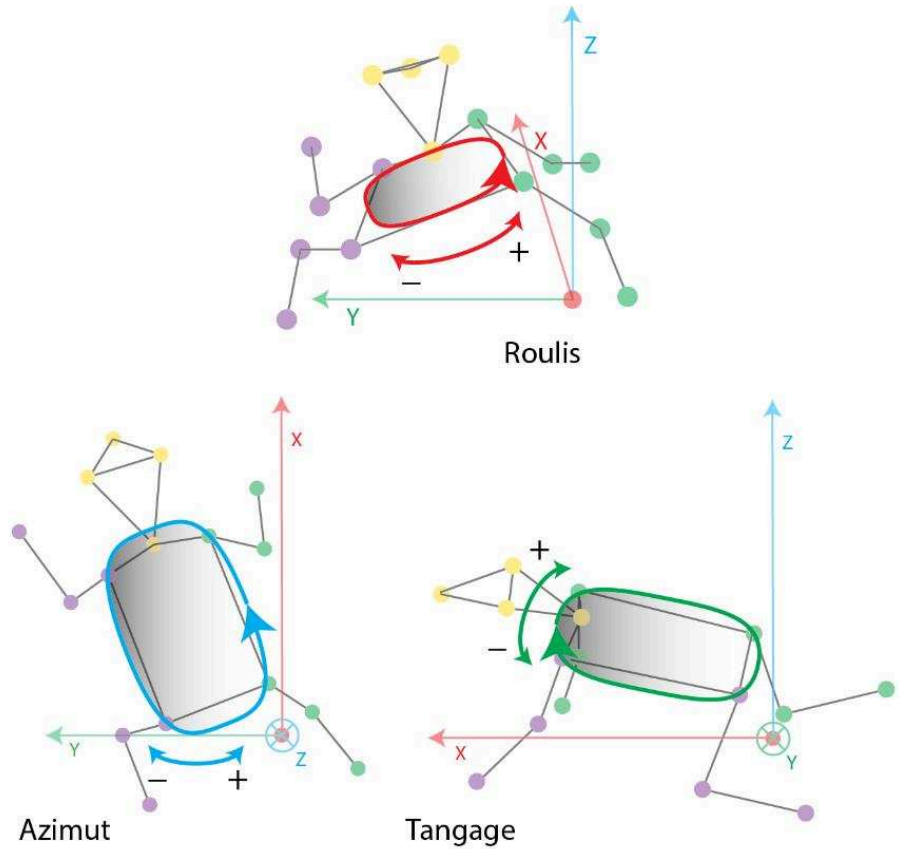


Figure 50 : Schéma représentant les trois rotations possibles du tronc dans le référentiel allocentré et le signe associé à leur sens de rotation

Ces tangages, roulis et azimuts sont aussi calculés de la même façon pour la tête dans le référentiel égocentré. Par ces trois variables il est donc possible de déterminer de façon précise de quelle façon le sujet a relevé sa tête ou l'a orientée vers la droite ou la gauche, par rapport à son propre corps (voir Figure 51).

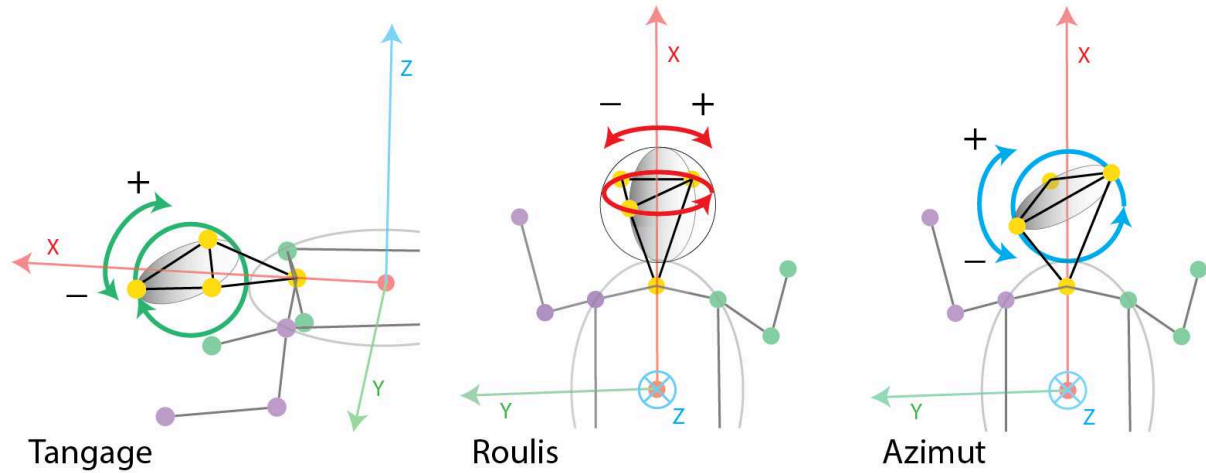


Figure 51 : Schéma représentant les trois rotations possibles de la tête dans le référentiel égocentré et le signe associé à leur sens de rotation.

Premièrement une valeur d'**énergie angulaire** notée ω est calculée pour le tronc et pour la tête. Elle est la racine carrée de la somme des trois sommes des différences de rotation entre chaque image au carrée (voir équation ci-dessous).

$$\omega = \sqrt{\sum_{t=1}^n (Az_{t+1} - Az_t)^2 + \sum_{t=1}^n (Ro_{t+1} - Ro_t)^2 + \sum_{t=1}^n (Ta_{t+1} - Ta_t)^2}$$

Avec :

- n = le nombre d'images dans l'essai = 3600
- Az = Azimut en degré
- Ro = Roulis en degré
- Ta = Tangente en degré

Cette valeur permet d'appréhender quelle est la quantité d'énergie que le nouveau-né a produit lors de ses rotations du tronc ou de la tête dans les trois dimensions confondues.

Deuxièmement, pour chacune des trois rotations du tronc et de la tête sont calculées plusieurs variables exprimées en degré :

- La **rotation effective** : Elle est égale à l'angle à la fin de l'essai duquel est soustrait l'angle au début de l'essai et permet d'appréhender l'orientation qui peut être prise lors de l'essai.
- La **rotation absolue** : Elle est la somme des valeurs absolue des rotations prises par le sujet entre chaque image de l'essai. Elle permet donc d'appréhender la quantité totale de rotations qui ont été effectuées durant l'essai, et donne une indication sur l'énergie dépensée dans la rotation.
- L'**amplitude de rotation** : Elle est égale à l'angle maximal atteint durant l'essai duquel est soustrait l'angle minimal atteint durant l'essai. Elle donne une idée de la capacité du sujet à exploiter des orientations éloignées de leur position de départ.
- La **rotation moyenne** : Elle est la moyenne des angles de rotations pour chaque image de l'essai. Dans la mesure où elle n'est pas égale à zéro, elle permet de savoir si le sujet a une préférence pour une orientation particulière.
- L'**écart type de la rotation** : Il est l'écart type des angles de rotation pour chaque image de l'essai. Il permet d'appréhender de quelle façon la rotation moyenne a été conservée durant l'essai.

4.2.7 Variables, facteurs et analyse statistique

Le protocole expérimental de l'Etude 3 conduit à une analyse statistique de mesures répétées de plusieurs facteurs, qui diffère selon la variable dépendante analysée. Ces différents facteurs intra-sujets ainsi que leurs niveaux sont les suivants :

- Le facteur Condition, qui possède deux niveaux, Crawli et Tapis
- Le facteur Membre, qui possède deux niveaux, Jambe et Bras
- Le facteur Catégorie, qui possède deux niveaux, Step et Kick/Pump
- Le facteur Modalité, qui possède deux niveaux, Flexion et Extension
- Le facteur Latéralité, qui possède deux niveaux, Gauche et Droite

- Le facteur Articulation, qui possède deux niveaux, Proximale ou Distale
- Le facteur Activation, qui possède deux niveaux, Parallèle ou Alternée
- Le facteur Paire, qui possède six niveaux, Bras Gauche/Bras Droit, Jambe Gauche/Jambe Droite, Bras Gauche/Jambe Gauche, Bras Droit/Jambe Droite, Bras Gauche/Jambe Droite et Bras Droit/Jambe Gauche

La liste des variables dépendantes de l'Etude 3 est la suivante :

- Les durées des pleurs : avec le facteur intra-sujet Condition
- Les nombres de mouvements: avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Catégorie, Modalité et Latéralité
- Les durées moyennes des mouvements : avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Catégorie, Modalité et Latéralité
- Les amplitudes moyennes des mouvements: avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Catégorie, Modalité, Latéralité et Articulation
- Les vitesses maximales des mouvements: avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Catégorie, Modalité, Latéralité et Articulation
- Les co-activations des mouvements : avec les facteurs intra-sujets Condition, Activation et Paire
- Les scores 3D des membres : avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Catégorie et Latéralité
- Les distances parcourues : pour chacune des deux distances (Effective et Absolue), et dans chacune des dimensions (X, Y et XY), avec le facteur intra-sujet Condition
- Les énergies: pour le Tronc et la Tête, avec le facteur intra-sujet Condition
- Les orientations: Les orientations effectives, absolues mais aussi les amplitudes d'orientation et les écarts types sont calculés dans chacune des trois orientations (Azimut, Roulis et Tangage), avec le facteur intra-sujet Condition

Afin de déterminer les différences significatives entre les différents facteurs inter (voir les variables indépendantes soulignées ci-dessous) ou intra (ci-dessus) sujet, la procédure d'analyse statistique pour chacune de ces variables dépendantes observées ou calculées est similaire, à l'exception des distances, des énergies et des orientations. Lors de chaque analyse, une ANOVA à mesure répétée est premièrement conduite sur les variables. Toutefois si la variable dépendante comporte seulement deux mesures répétées (une mesure en condition Crawli et une mesure en condition Tapis), des tests du t de Student appariés et bilatéraux pourront être effectués.

Deuxièmement, une ANCOVA est conduite afin de déterminer l'effet sur les variables dépendantes des différents prédicteurs catégoriels (variables indépendantes) que sont le sexe (Fille ou Garçon), le type d'alimentation (lait maternel ou lait artificiel) et la condition effectuée en premier (Crawli ou Tapis) mais aussi des différents prédicteurs continus (variables indépendantes) que sont le temps depuis la dernière tétée, l'âge du terme, le poids et la taille. Les variables indépendantes expliquant le moins de variances sont une à une retirées du modèle de l'ANCOVA pour ne conserver que celles qui ont un effet principal significatif.

De plus, pour appréhender l'effet de certaines variables dépendantes sur le nombre de mouvements, des ANCOVA sont réalisées sur chacune des conditions avec la durée des pleurs et la distance parcourue comme prédicteurs continus du nombre de mouvements et de ses différents effets intra-sujet.

Enfin, afin de savoir si les sujets nourris au sein et nourris au biberon, possèdent des caractéristiques différentes qui pourraient expliquer les potentielles différences observées sur les variables dépendantes de ces deux groupes, des Test du t de Student seront réalisés pour comparer certaines variables indépendantes de ces deux groupes (e.g. le temps depuis la dernière tétée)

4.3 Résultats

4.3.1 Durée des pleurs

Premièrement, selon la procédure décrite précédemment²⁵, une ANOVA à mesures répétées sur la durée des pleurs avec le facteur Condition comme facteur intra-sujet révèle que les nouveau-nés pleurent significativement plus en condition Crawl qu'en condition Tapis ($F(1,90)=14.74$, $p>0.001$). Les moyennes et les erreurs types sont représentées en Figure 52 ci-dessous.

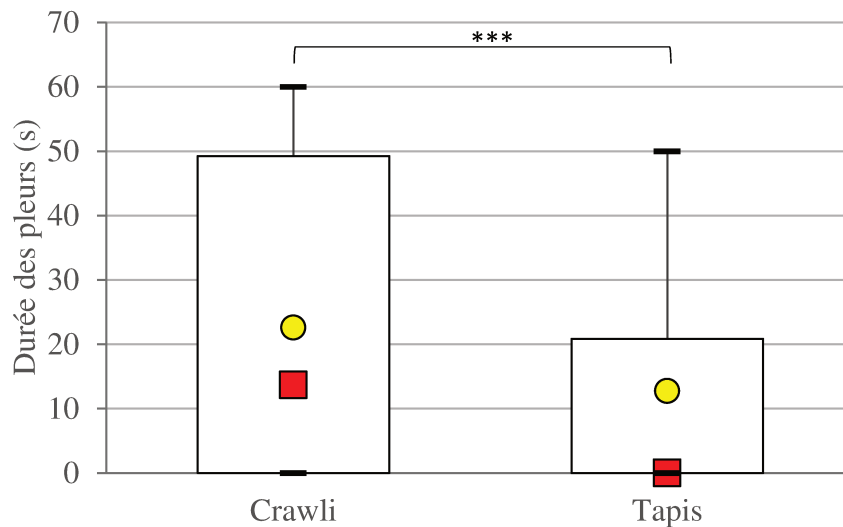


Figure 52 : Durée des pleurs enregistrés sur chacune des deux conditions²⁶

Deuxièmement, une ANCOVA a été effectuée sur la durée des pleurs avec la condition en facteur intra-sujet, le sexe, la condition effectuée en premier et le type d'alimentation en prédicteurs catégoriels et l'âge du terme, le poids, la taille et le temps depuis la dernière tétée en prédicteurs continus. L'analyse révèle un effet significatif du type d'alimentation ($F(1,86)=7.34$, $p=0.008$) sur la durée des pleurs, un effet significatif du temps depuis la dernière tétée ($F(1,86)=5.26$, $p=0.024$) et un effet de l'âge du terme ($F(1,86)=8.63$, $p=0.004$).

²⁵ La procédure d'analyse statistique est détaillée pour cette partie à titre d'exemple mais ne le sera plus par la suite

²⁶ Rappel : Les barres (moustaches) basses et hautes représentent respectivement les 10^{ème} et 90^{ème} centiles, les bords bas et hauts des boîtes représentent respectivement les 1^{er} et 3^{ème} quartiles, les carrés rouges représentent les médianes et les cercles jaunes représentent les moyennes.

Une analyse post hoc révèle qu'il y a significativement plus de pleurs pour les nouveau-nés nourris au sein que pour les nouveau-nés nourris au biberon ($p=0.011$)

La régression linéaire du temps depuis la dernière tétée par rapport à la durée des pleurs montre que plus le temps depuis la dernière tétée est élevé, plus ils pleurent (voir Figure 53)

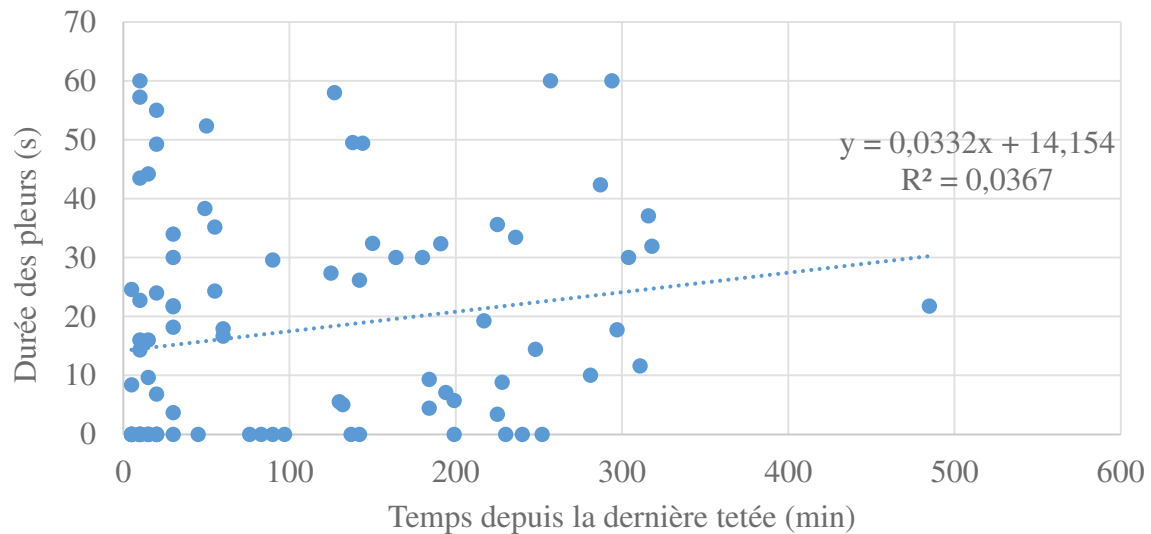


Figure 53 : Dispersion des durées moyennes des pleurs par rapport au temps depuis la dernière tétée. La droite pointillée bleue est la droite de régression linéaire dont les coefficients sont sur le graphique

La régression linéaire de l'âge du terme par rapport à la durée des pleurs montre qu'il y a plus de pleurs pour les nouveau-nés qui ont un âge du terme plus élevé (voir Figure 54).

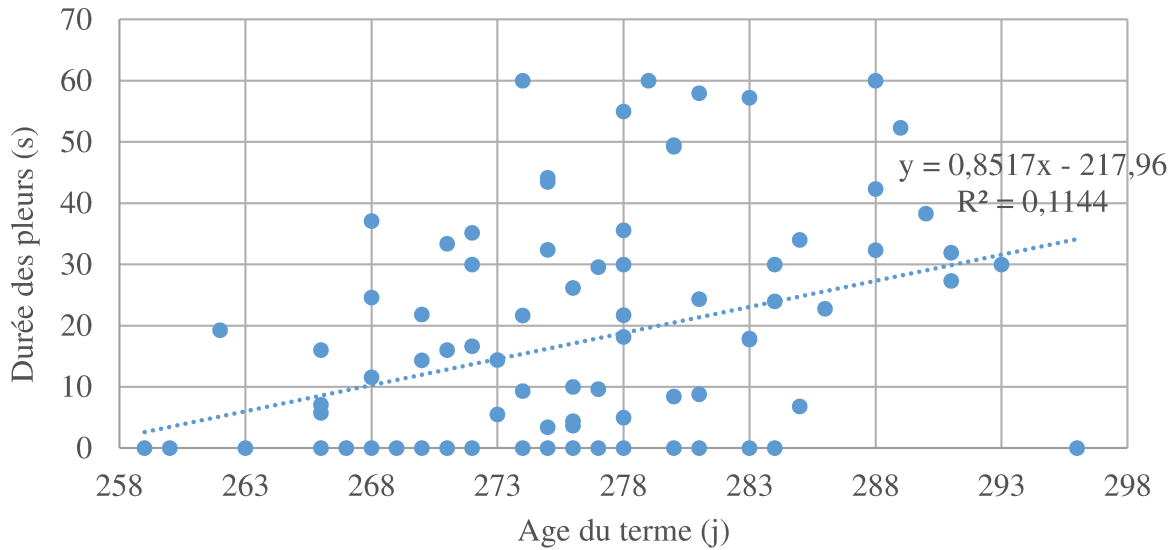


Figure 54 : Dispersion des durées moyennes des pleurs par rapport à l'âge du terme. La droite pointillée bleue est la droite de régression linéaire dont les coefficients sont sur le graphique

4.3.2 Résultats relatif à la mobilité des membres

4.3.2.1 Nombre de mouvements codés

Premièrement, l'ANOVA à mesure répétée, conduite sur le nombre de mouvements observés avec les facteurs intra-sujets Condition, Catégorie, Membre, Modalité et Latéralité, révèle plusieurs effets qui sont détaillés dans les trois sous-parties suivantes.

4.3.2.1.1 Membre (bras vs jambe)

Le Tableau 12 ci-dessous contient le nombre de mouvements, par condition, pour les jambes et les bras selon la catégorie.

	Jambe		Bras	
	Step	Kick	Step	Pump
Crawli	6,10 7,1	1,12 1,8	7,58 7,0	1,59 2,1
Tapis	5,02 7,2	1,23 1,7	2,24 3,0	1,76 2,8

Tableau 12 : Nombre de mouvements observés (Flexion ou Extension, à Gauche ou à Droite), par condition et par catégorie pour les jambes et les bras

L'ANOVA donne un effet significatif du facteur Catégorie ($F(1,90)=91.4$, $p<0.001$) avec un plus grand nombre de mouvements observés dans la catégorie des mouvements de Step.

L'ANOVA donne aussi un effet significatif d'interaction entre les facteurs Catégorie, Membre et Condition ($F(1,90)=27.9$, $p<0.001$). Une analyse post hoc révèle les différences suivantes (voir Figure 55):

- Le nombre de mouvements de Step de bras en condition Crawli est significativement supérieur au nombre de mouvements de Step de bras en condition Tapis ($p<0.001$)
- En revanche il n'y a pas de différence entre Crawli et Tapis pour les Step de jambes
- Dans la condition Crawli, le nombre de mouvements de Step de bras est significativement supérieur au nombre de mouvements de Step de jambes ($p=0.018$)
- Dans la condition Tapis, le nombre de mouvements de Step de jambes est significativement supérieur au nombre de mouvements de Step de bras ($p<0.001$)

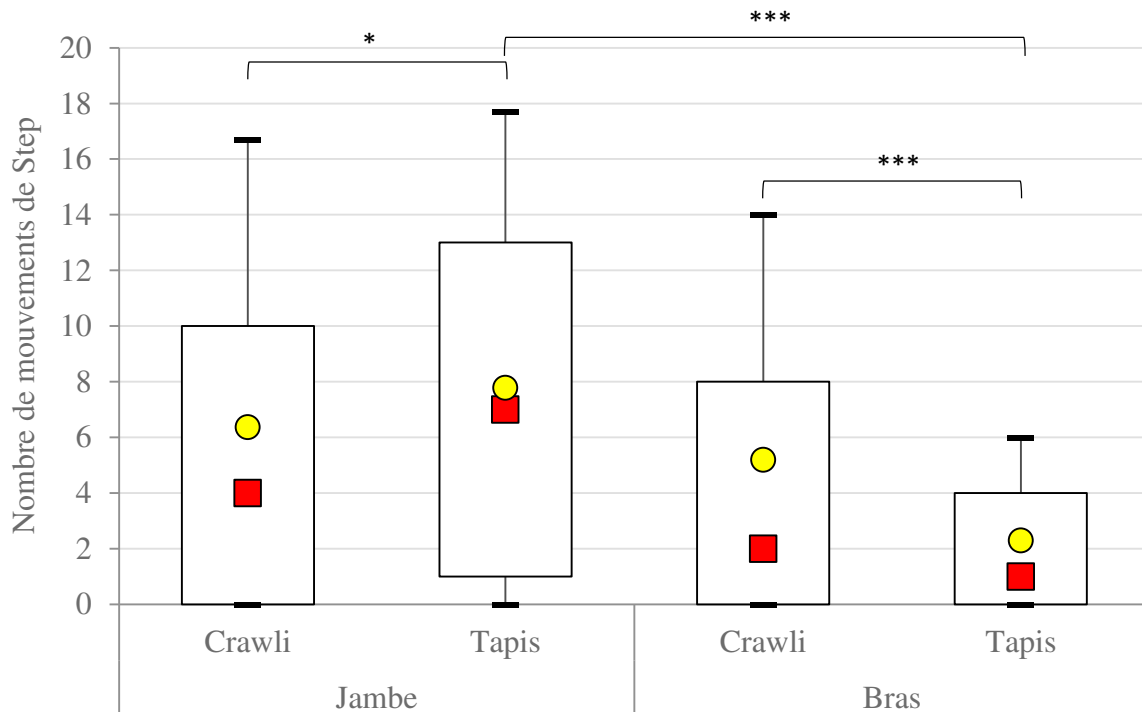


Figure 55 : Nombre de mouvements de Step observé (flexion ou extension, à gauche ou à droite) par condition des jambes et les bras

Le nombre de mouvements dans la catégorie des Kick/Pump étant faible, leurs résultats ne sont pas donnés dans le tableau, l'analyse post hoc et le graphique ci-dessus.

4.3.2.1.2 Modalité (flexion vs extension)

Le Tableau 13 ci-dessous contient les nombres de mouvements de Step, par condition, pour les jambes et les bras selon la modalité des mouvements.

	Jambe		Bras	
	Flexion	Extension	Flexion	Extension
Crawli	6,12	6,62	7,68	7,89
	7,1	7,6	6,8	7,2
Tapis	5,05	5,34	2,27	2,33
	6,9	7,2	2,9	3

Tableau 13 : Nombre de mouvements de Step observé (à gauche ou à droite), par condition, par modalité et sur les jambes et les bras.

L'ANOVA révèle un effet significatif d'interaction entre les facteurs Catégorie et Modalité ($F(1,90)=38.31, p<0.001$). Une analyse post hoc révèle les différences suivantes :

- Dans la catégorie des mouvements de Step, le nombre de mouvements d'extension est significativement supérieur au nombre de mouvements de flexion ($p<0.001$) (voir Figure 56)
- Dans la catégorie des mouvements de Kick/Pump, le nombre de mouvements de flexion est significativement supérieur au nombre de mouvements d'extension ($p<0.001$) (voir Figure 56)

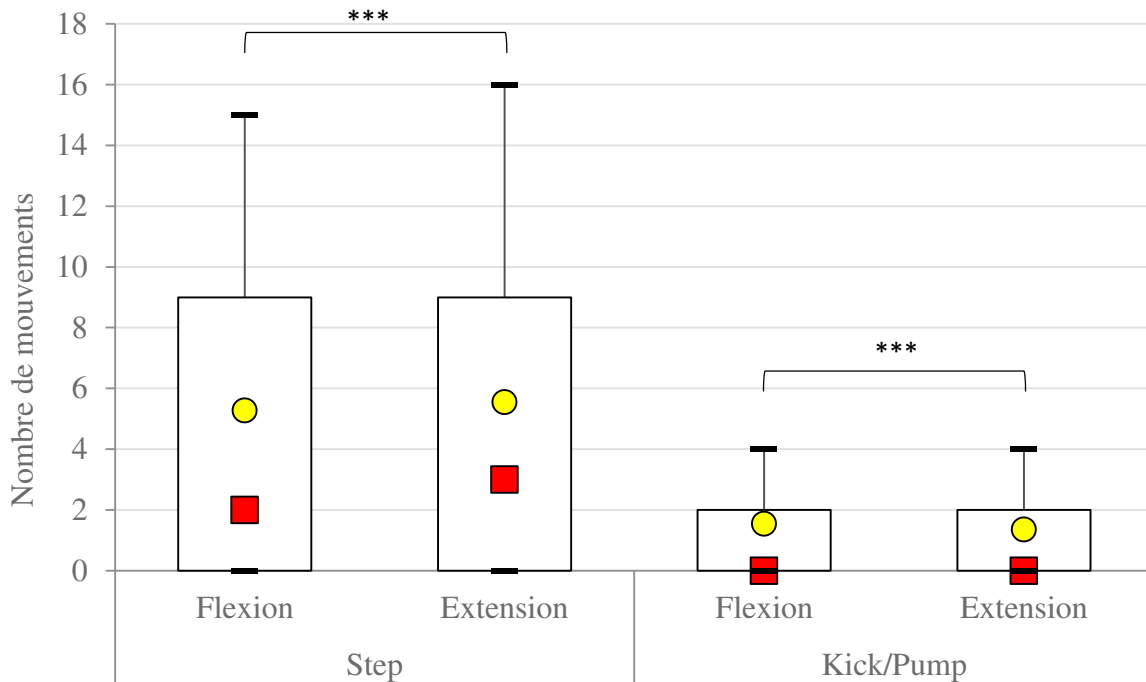


Figure 56 : Nombre de mouvements (en Crawli ou en tapis, à gauche ou à droite, sur les jambes ou les bras) par catégorie et par modalité.

L'ANOVA révèle aussi un effet significatif d'interaction entre les facteurs Membre et Modalité ($F(1,90)=12.57, p<0.001$). Une analyse post hoc révèle que le nombre de mouvements d'extension de jambes est supérieur au nombre de mouvements de flexion de jambes ($p=0.005$) mais aussi au nombre de mouvements de flexion de bras ($p=0.003$) et d'extension de bras ($p<0.001$) (voir Figure 57).

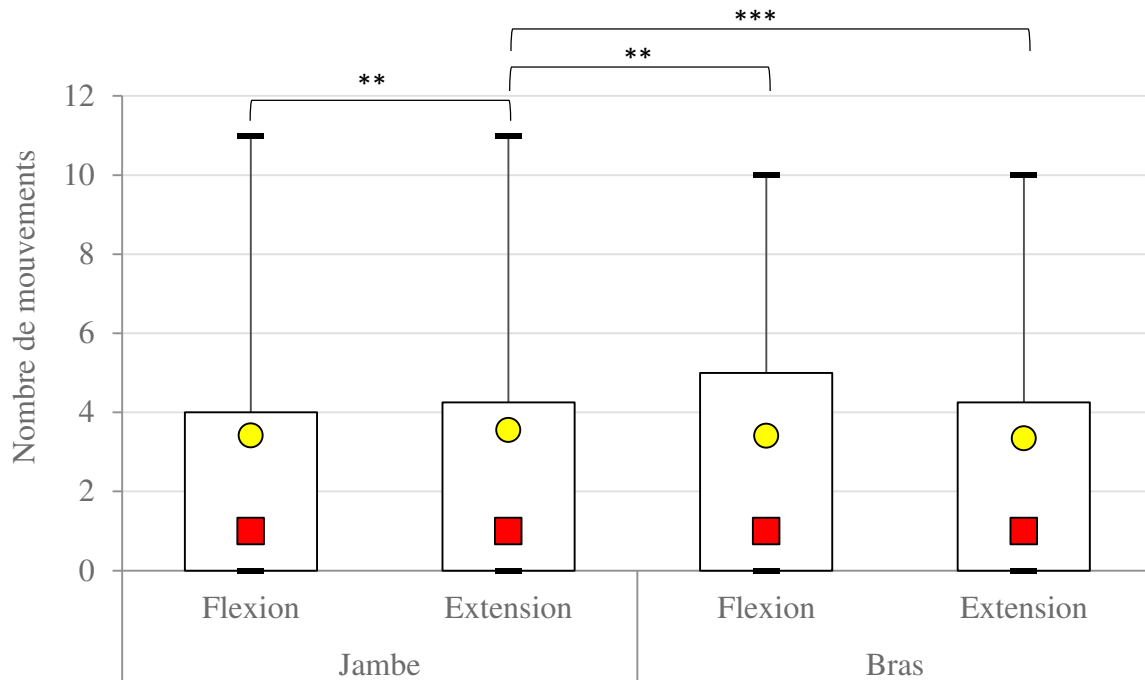


Figure 57 : Nombre de mouvements observé (en Crawli ou en tapis, de Step ou de Kick/Pump, à gauche ou à droite), par modalité sur les jambes et les bras

4.3.2.1.3 Latéralité (droite vs gauche)

Le Tableau 14 ci-dessous contient le nombre de mouvements de Step, par condition, pour les jambes et les bras selon la latéralité.

	Jambe		Bras	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Crawli	6,75 7,6	5,98 7,1	7,42 6,9	8,15 7,2
Tapis	5,4 7,1	5 7,1	2,21 3	2,39 3

Tableau 14 : Nombre de mouvements de Step observés (flexion ou extension), par condition, par latéralité sur les jambes et sur les bras.

Les résultats de l'ANOVA révèlent un effet significatif d'interaction entre les facteurs Catégorie, Membre et Latéralité ($F(1,90)=14.05$, $p<0.001$). Une analyse post hoc révèle que le nombre de mouvements de Step de jambes est plus important à gauche qu'à droite ($p=0.042$).

4.3.2.1.4 Nombre de mouvements et covariables

L'ANCOVA sur le nombre de mouvements, avec les facteurs Condition, Catégorie, Membre, Modalité et Latéralité, avec les trois variables indépendantes suivantes (soulignées) révèle :

- Un effet significatif du type d'alimentation avec significativement plus de mouvements pour la population nourrie au sein que pour celle nourrie au biberon ($F(1,86)=6.16$, $p=0.015$) (voir Figure 58)
- Un effet significatif d'interaction entre le temps depuis la dernière tétée et le facteur Catégorie ($F(1,86)=10.7$, $p=0.001$)
- Un effet significatif d'interaction entre l'âge du terme et le facteur Catégorie ($F(1,86)=10.7$, $p=0.001$)

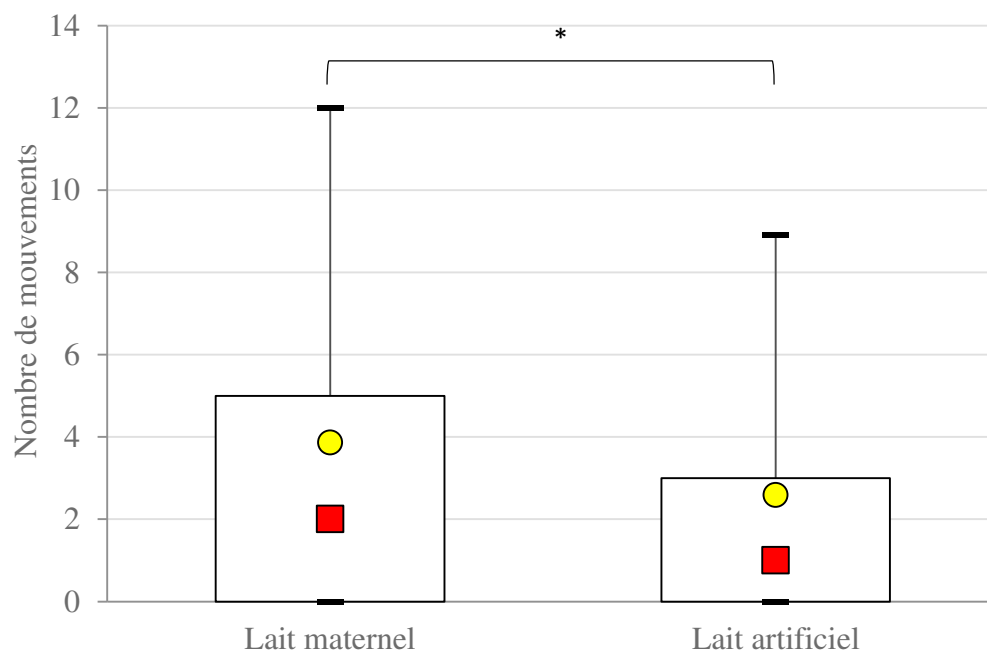


Figure 58 : Nombre de mouvements (en Crawli ou en tapis, sur les jambes ou sur les bras, flexion ou extension, en Step ou en Kick/Pump, à gauche ou à droite) par type d'alimentation

Les équations des droites de régression linéaire révèlent que l'âge du terme (voir Figure 59) et le temps depuis la dernière tétée (voir Figure 60) augmentent préférentiellement le nombre de mouvements de Step par rapport aux mouvements de Kick/Pump.

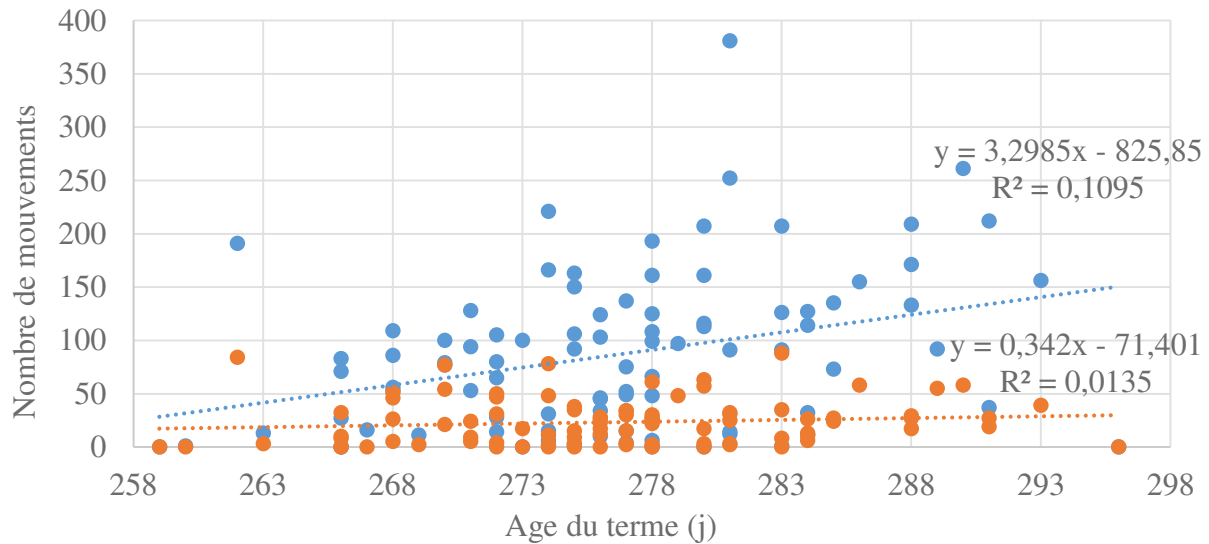


Figure 59 : Dispersion du nombre de mouvements total²⁷ observé pour la catégorie des Step (points bleus) et pour la catégorie des Kick/Pump (points oranges) en fonction de l'âge du terme avec les droites de régressions linéaires pour les Step (bleue) et les Kick/Pump (orange) ainsi que leurs coefficients

²⁷ Jusqu'ici il avait toujours été présenté les moyennes des nombres de mouvements par facteurs (e.g. Crawli et Tapis, Step et Kick/Pump... etc), eux mêmes incluant les moyennes des nombres de mouvements des facteurs non représentés (e.g. flexion ou extension, gauche ou droite... etc). Le choix a été fait ici de représenter le nombre total de mouvements observé au sein de chacune des catégories (Step ou Kick/Pump), ce nombre étant donc 16 fois (2^4) supérieur aux précédents car il contient la somme des mouvements observés pour chacun des deux niveaux des facteurs Condition, Modalité, Membre, et Latéralité.

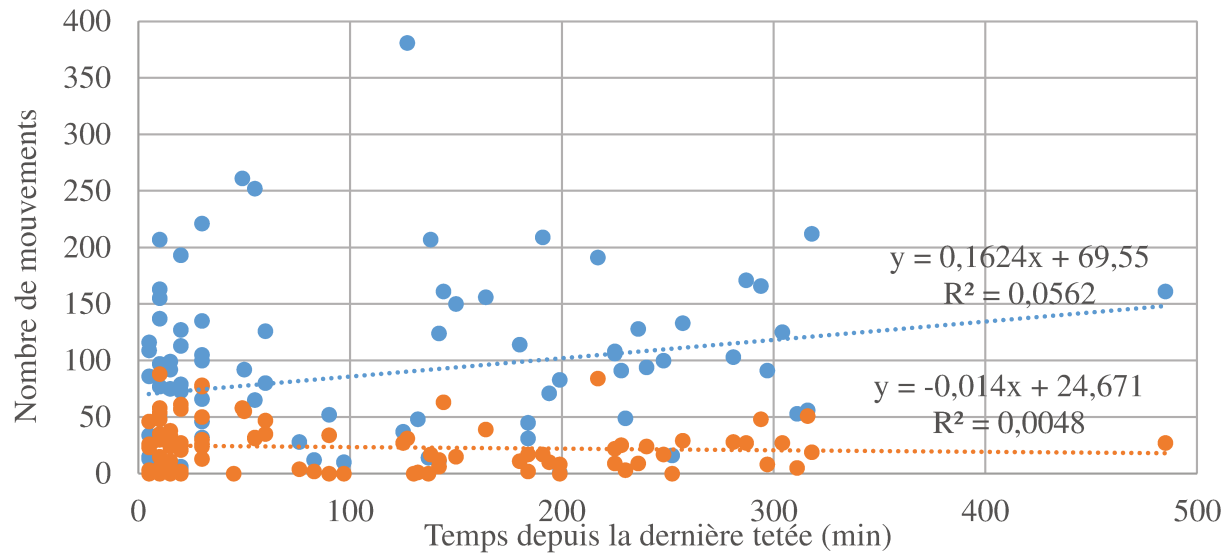


Figure 60 : Dispersion du nombre de mouvements total observé pour la catégorie des Step (points bleus) et pour la catégorie des Kick/Pump (points oranges) en fonction d'un temps depuis la dernière tétée, avec les droites de régressions linéaire pour les Step (bleue) et les Kick/Pump (orange) ainsi que leurs coefficients

4.3.2.2 Durée moyenne des mouvements codés

Une ANOVA ou ANCOVA à mesures répétées sur l'ensemble des facteurs intra-sujet n'est pas envisageable à cause d'un trop grand nombre de données manquantes. En effet si un sujet n'a pas fait au moins un mouvement dans chacune des conditions, catégories, modalités et latéralités, il manque alors une ou plusieurs valeurs de durée et l'analyse ne peut être conduite sur le sujet. Deux analyses séparées sont alors effectuées. L'une conservant le facteur Catégorie et enlevant le facteur Modalité et Latéralité (donc analysant les résultats toutes modalités et latéralités confondues), et l'autre en supprimant le facteur Catégorie pour ne s'intéresser qu'à la catégorie des Step.

Premièrement, le Tableau 15 ci-dessous présente les résultats des calculs de durées (flexion ou extension, gauche ou droite) pour chaque paire de membres, chaque catégorie et chaque condition et conserve les 35 sujets pouvant être ainsi analysés.

	Step		Kick/Pump	
	Jambe	Bras	Jambe	Bras
Crawli	0,90 <i>0,5</i>	0,69 <i>0,4</i>	0,90 <i>0,2</i>	0,58 <i>0,2</i>
Tapis	0,94 <i>0,4</i>	0,67 <i>0,3</i>	0,75 <i>0,6</i>	0,72 <i>0,4</i>

Tableau 15 : Durée des mouvements calculée en secondes (flexion ou extension, à gauche ou à droite), par condition, par catégorie et sur les jambes et les bras.

L'ANOVA à mesures répétées avec les facteurs Condition, Catégorie et Membre révèle un effet significatif du facteur Catégorie sur la durée des mouvements avec des mouvements de Step **plus longs** que ceux de Kick/Pump ($F(1,34)=33.6$, $p<0.001$).

L'ANCOVA effectuée sur la durée des mouvements, avec les facteurs Condition, Catégorie et Membre, et les deux variables indépendantes suivantes (soulignées)²⁸ révèle :

- un effet significatif de l'âge du terme sur la durée des mouvements ($F(1,32)=5.41$, $p=0.026$) avec des durées plus courtes plus l'âge du terme est élevé
- un effet significatif du temps depuis la dernière tétée ($F(1,32)=5.05$, $p=0.031$) avec des durées plus courtes quand celui-ci est élevé

Deuxièmement, le Tableau 16 ci-dessous présente les résultats des calculs de durées des mouvements de Step uniquement pour chaque paire de membres, chaque modalité et chaque condition, et conserve les 29 sujets pouvant être ainsi analysés.

	Jambe		Bras	
	Flexion	Extension	Flexion	Extension
Crawli	0,65 <i>0,3</i>	0,98 <i>0,4</i>	0,96 <i>0,2</i>	0,93 <i>0,3</i>
Tapis	0,65 <i>0,2</i>	1,04 <i>0,5</i>	0,73 <i>0,7</i>	0,76 <i>0,4</i>

Tableau 16 : Durée des mouvements de Step calculée en seconde, par condition et par modalité sur les jambes et les bras

²⁸ Dans la suite de ce document, il ne sera plus précisé combien de variables indépendantes sont prises dans l'ANCOVA puisque, à chaque fois, sont laissées seulement celles qui ont un effet significatif. Le nombre dépend donc logiquement des résultats des effets présentés.

L'ANOVA à mesures répétées avec les facteurs Condition, Membre, Modalité et Latéralité conduite sur les mouvements de Step révèlent :

- Un effet significatif d'interaction entre les facteurs Membre et Condition ($F(1,28)=6.24$, $p=0.018$)
- Un effet significatif d'interaction entre les facteurs Membre et Modalité ($F(1,28)=17.5$, $p<0.001$)

Une analyse post hoc révèle que :

- Les mouvements de flexion de Step de jambes sont significativement plus courts que les mouvements d'extension de Step de jambes ($p<0.001$), de flexion de Step de bras ($p=0.016$) et d'extension de Step de bras ($p=0.016$)
- Les mouvements de Step de bras sont significativement plus longs en condition Crawl qu'en condition Tapis ($p=0.021$)

L'ANCOVA avec les facteurs Condition, Membre, Modalité et Latéralité conduite sur les mouvements de Step ne révèle aucun effet significatif des différentes variables indépendantes.

4.3.2.3 Analyse cinématique des mouvements codés

Suite au protocole d'exclusion relatif à l'analyse des données cinématiques²⁹ 18 sujets ont été exclus de l'analyse des données 3D. L'analyse des données issues de la capture du mouvement s'effectue donc sur 73 nouveau-nés.

Comme il a été décrit dans la partie 4.2.6.5 et rappelé en partie 4.2.7, les amplitudes et les vitesses ont été calculées pour chacune des deux articulations. Les analyses qui suivent, sur les amplitudes moyennes et les vitesses maximales des mouvements comportent donc le facteur Articulation qui

²⁹ Voir section 4.2.6.14.2.6.1 page 152

contient deux niveaux : Proximal (Coude pour les bras et Genou pour les jambes) et Distal (Poignet pour les bras et Cheville pour les jambes)

Pour les mêmes raisons qu'au chapitre précédent, une ANCOVA ou ANOVA générale n'est pas réalisable sur les Amplitudes moyennes ainsi que sur les Vitesses maximales. C'est pourquoi deux analyses différentes ont été conduites, similaires aux deux analyses conduites pour l'analyse des durées moyennes, mais avec le facteur Articulation en plus. L'une en combinant les facteurs modalité et latéralité et en conservant ainsi 23 sujets sur 73, et l'autre en ne s'intéressant qu'au mouvement de Step et en conservant ainsi 24 sujets sur 73.

4.3.2.3.1 Amplitude moyenne des mouvements codés

Premièrement, les résultats des calculs des amplitudes sur 23 sujets pour chaque condition, chaque paire de membres, chaque catégorie et chaque articulation sont présentés dans le Tableau 17 ci-dessous.

		Jambe		Bras	
		Genou	Cheville	Coude	Poignet
Step	Crawli	34,4 <i>13</i>	46,9 <i>17</i>	21,5 <i>7</i>	40 <i>17</i>
	Tapis	31,9 <i>11</i>	50,8 <i>14</i>	16,9 <i>5</i>	20,3 <i>11</i>
Kick/Pump	Crawli	10,5 <i>5</i>	25,1 <i>11</i>	13,9 <i>6</i>	22,7 <i>10</i>
	Tapis	13,8 <i>6</i>	37,5 <i>14</i>	11,5 <i>4</i>	15,2 <i>8</i>

Tableau 17 : Amplitude des mouvements calculée en millimètres (flexion ou extension, à droite ou à gauche), par catégorie, par condition et par articulation sur les jambes et sur les bras

L'ANOVA à mesures répétées avec les facteurs Condition, Catégorie, Membre et Articulation révèle :

- Un effet significatif du facteur Catégorie ($F(1,22)=95.8$, $p<0.001$) avec des amplitudes des mouvements de Step plus grandes que celles des Kick/Pump
- Un effet significatif du facteur Membre ($F(1,22)=84.8$, $p<0.001$) avec des amplitudes des mouvements de jambes plus grandes que celles des bras

- Un effet significatif du facteur Articulation ($F(1,22)=102.3$, $p<0.001$) avec des amplitudes plus grandes des articulations distales par rapport aux proximales
- Un effet significatif d'interaction des facteurs Catégorie et Condition ($F(1,22)=13.47$, $p=0.001$)
- Un effet significatif d'interaction des facteurs Membre et Condition ($F(1,22)=62.6$, $p<0.001$)

Une analyse post hoc révèle que :

- Les amplitudes des mouvements de Step sont supérieures en condition Crawli par rapport à la condition Tapis ($p=0.002$)
- Les amplitudes des mouvements de jambes sont plus grandes en Tapis qu'en Crawli ($p=0.006$), par contre, les amplitudes des mouvements de bras sont plus grandes en Crawli qu'en Tapis ($p<0.001$)

L'ANCOVA avec les facteurs Condition, Catégorie, Membre et Articulation ne révèle aucun effet des différentes variables indépendantes sur l'amplitude moyenne des mouvements.

Deuxièmement, les résultats des calculs des amplitudes moyennes des mouvements de Step effectuée sur 24 sujets pour chaque condition, chaque paire de membres, chaque articulation et chaque modalité sont présentés en Tableau 18 ci-dessous.

	Jambe				Bras			
	Genou		Cheville		Coude		Poignet	
	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.
Crawli	40,5 <i>15</i>	37,8 <i>15</i>	53,8 <i>18</i>	47,9 <i>16</i>	23,1 <i>7</i>	22,9 <i>8</i>	42,8 <i>18</i>	41,5 <i>18</i>
Tapis	40,1 <i>12</i>	34 <i>11</i>	59,3 <i>17</i>	54 <i>15</i>	16,4 <i>6</i>	18,4 <i>5</i>	23,3 <i>14</i>	22,5 <i>11</i>

Tableau 18 : Amplitude des mouvements de Step (à gauche ou à droite), par condition, par modalité et par articulation, sur les jambes et sur les bras.

L'ANOVA à mesures répétées avec les facteurs Condition, Membre, Articulation, Modalité et Latéralité révèle :

- Un effet significatif du facteur Membre ($F(1,23)=114.0$, $p<0.001$) où les jambes bougent plus que les bras (voir Figure 61)
- Un effet significatif d'interaction entre les facteurs Membre et Modalité ($F(1,23)=5.35$, $p=0.029$)
- Un effet significatif d'interaction entre les facteurs Condition et Membre ($F(1,23)=43.4$, $p<0.001$)

Une analyse post hoc révèle que :

- Les amplitudes des mouvements de Step de jambes sont plus grandes pour les flexions que pour les extensions ($p=0.014$) mais aucune différence significative ne s'observe pour les mouvements de Step de bras
- Les amplitudes de Step de bras sont supérieures en condition Crawli par rapport à la condition Tapis ($p=0.001$) (voir Figure 61).

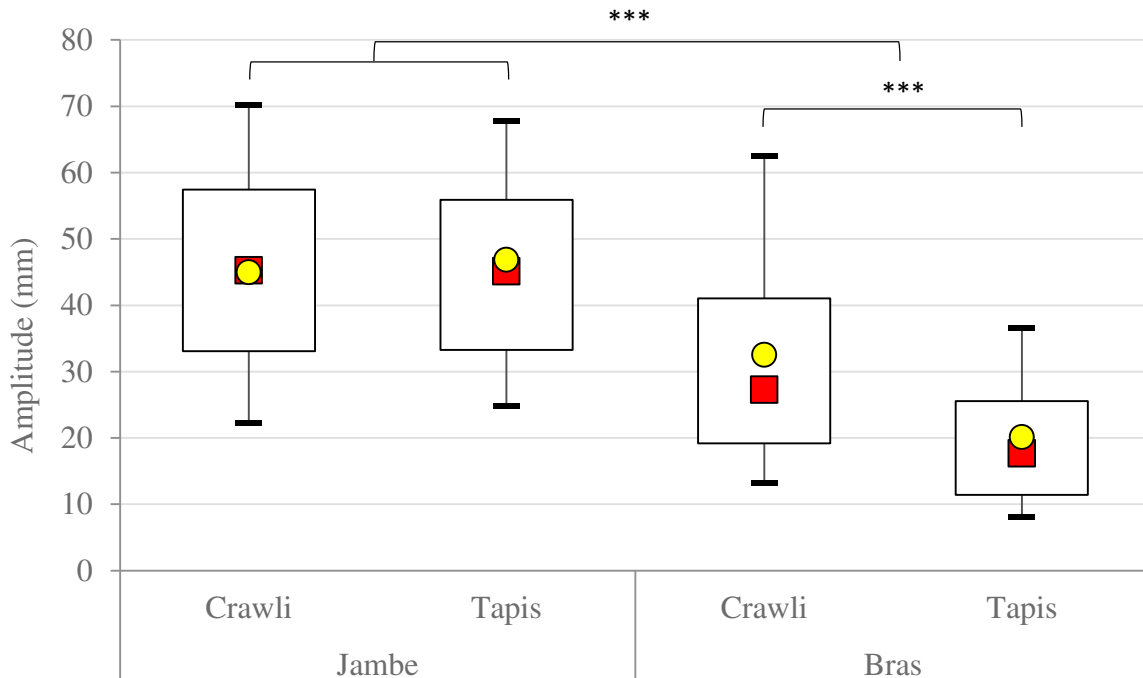


Figure 61 : Amplitude des mouvements de Step (flexion ou extension, à gauche ou à droite, sur l’articulation distale ou proximale), par condition et sur les jambes et les bras.

L’ANCOVA avec les facteurs Condition, Membre, Articulation, Modalité et Latéralité ne révèle aucun effet des différentes variables indépendantes sur l’amplitude moyenne des mouvements.

4.3.2.3.2 Vitesse maximale des mouvements codés

Premièrement, comme précédemment, les résultats des calculs des vitesses maximales effectués sur 23 sujets sur chaque condition, chaque paire de membres, chaque catégorie et chaque articulation sont présentés en Tableau 19 ci-dessous.

	Step				Kick			
	Jambe		Bras		Jambe		Bras	
	Genou	Cheville	Coude	Poignet	Genou	Cheville	Coude	Poignet
Crawli	138,5	184,3	88,5	150	48,2	97,9	64,4	101,3
	59	75	30	63	23	52	28	53
Tapis	124,5	189,3	76,6	86,8	67,7	145,4	54,5	62,4
	49	61	26	45	21	48	23	31

Tableau 19 : Vitesses maximales des mouvements en millimètres pas seconde (flexion ou extension, à gauche ou à droite), par condition, par catégorie et par articulation sur les jambes et les bras.

L'ANOVA à mesures répétées avec les facteurs Condition, Catégorie, Membre et Articulation révèle :

- Un effet significatif du facteur Catégorie ($F(1,22)=64,9$, $p<0.001$) avec des mouvements de Step plus rapides que les mouvements de Kick/Pump
- Un effet significatif du facteur Membre ($F(1,22)=57.2$, $p<0.001$) avec des mouvements de jambes plus rapides que les mouvements de bras
- Un effet significatif du facteur Articulation ($F(1,22)=78.9$, $p<0.001$) avec des articulations distales plus rapides que les articulations proximales
- Un effet significatif d'interaction des facteurs Catégorie et Condition ($F(1,22)=17.7$, $p<0.001$)
- Un effet significatif d'interaction des facteurs Membre et Condition ($F(1,22)=40.4$, $p<0.001$)

Une analyse post hoc révèle que :

- Les mouvements de Step sont plus rapides en Crawli qu'en Tapis ($p<0.001$)
- Les mouvements de jambes sont plus rapides en Crawli qu'en Tapis ($p=0.041$), et les mouvements de bras sont aussi plus rapide en Crawli qu'en Tapis ($p<0.001$)

L'ANCOVA avec les facteurs Condition, Catégorie, Membre et Articulation ne révèle aucun effet des différentes variables indépendantes sur la vitesse maximale des mouvements.

Deuxièmement, les résultats des calculs des vitesses maximales des mouvements de Step effectués sur 24 sujets, pour chaque condition, chaque paire de membres, chaque articulation et chaque modalité sont présentés en Tableau 20 ci-dessous.

	Jambe				Bras			
	Genou		Cheville		Coude		Poignet	
	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.
Crawli	168 <i>64</i>	133,3 <i>63</i>	222,8 <i>81</i>	157,7 <i>65</i>	89,2 <i>35</i>	87,1 <i>31</i>	161,3 <i>74</i>	140 <i>61</i>
Tapis	165,3 <i>46</i>	127,1 <i>49</i>	253 <i>85</i>	204,8 <i>83</i>	74,1 <i>32</i>	79,9 <i>26</i>	94 <i>54</i>	90,3 <i>41</i>

Tableau 20 : Vitesse maximale des mouvements en mm/sec Step (à gauche ou à droite), par condition, par modalité et par articulation, sur les jambes et les bras.

L'ANOVA à mesures répétées avec les facteurs Condition, Membre, Articulation, Modalité et Latéralité révèle :

- Un effet significatif du facteur Membre ($F(1,23)=144.9$, $p<0.001$) avec des mouvements de jambes plus rapides que les mouvements de bras (voir Figure 62)
- Un effet significatif du facteur Modalité ($F(1,23)=35.2$, $p<0.001$) avec des flexions plus rapides que les extensions
- Un effet significatif d'interaction entre les facteurs Membre et Modalité ($F(1,23)=35.2$, $p<0.001$)
- Un effet significatif d'interaction entre les facteurs Condition et Membre ($F(1,23)=28.0$, $p<0.001$)

Une analyse post hoc révèle que :

- Les vitesses maximales de mouvements de Step de jambes sont plus rapides pour les flexions que pour les extensions ($p<0.001$) mais aucune différence significative ne s'observe sur les mouvements de bras.
- Les mouvements de Step de bras sont plus rapides en Crawli qu'en Tapis ($p<0.001$) (voir Figure 62).

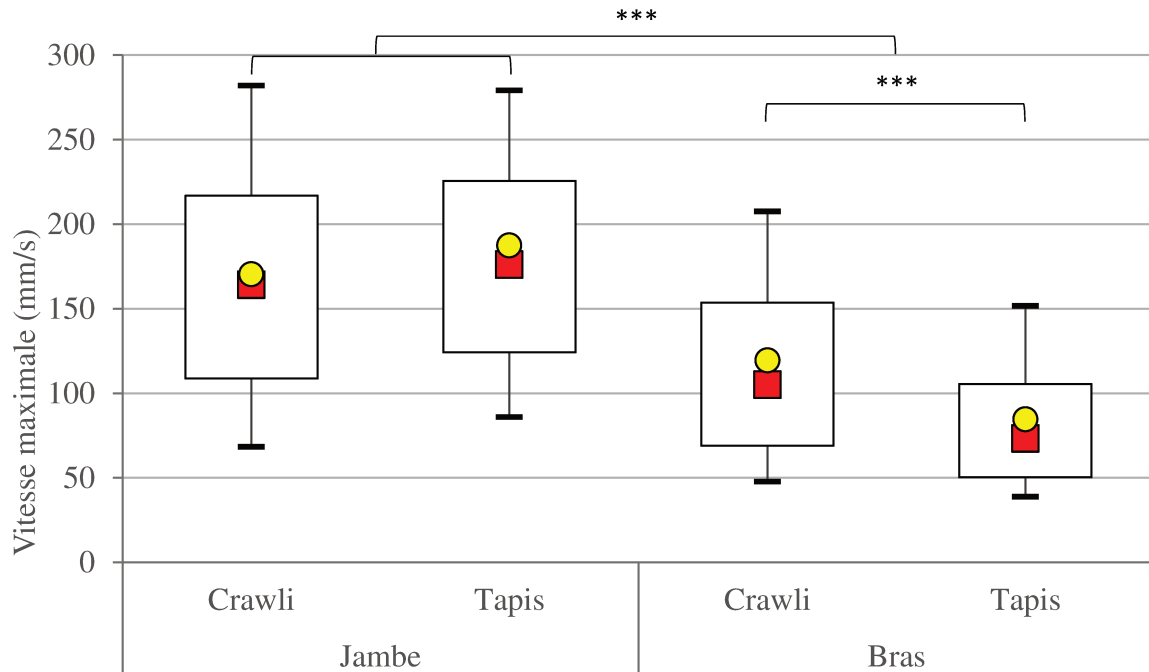


Figure 62 : Vitesse maximale des mouvements de Step (flexion ou extension, à gauche ou à droite, sur l'articulation proximale ou distale), par condition et sur les jambes et les bras

L'ANCOVA avec les facteurs Condition, Membre, Articulation, Modalité et Latéralité ne révèle aucun effet des différentes variables indépendantes sur la vitesse maximale des mouvements.

4.3.2.4 Co-activation des mouvements codés

Selon les critères nécessaires à l'analyse de la co-activation³⁰, 46 sujets ont été exclus de l'analyse de la co-activation qui se fait donc sur 45 sujets.

Le rapport de co-activation étant la somme du rapport de co-activation parallèle et du rapport de co-activation alterné, seuls les résultats de ces deux derniers sont donnés.

L'analyse de la co-activation s'effectue sur les valeurs de z comme décrit dans l'Etude 1, selon les facteurs :

- Activation, qui comporte deux niveaux, Parallèle et Alterné

³⁰ Enoncé en section 4.2.5.4 page 152

- Condition, qui comporte deux niveaux, Crawli et Tapis
- Paire, qui comporte six niveaux selon les six paires de membres possibles

Les résultats de la co-activation calculée sont présentés dans le Tableau 21 ci-dessous, selon la co-activation parallèle ou alternée, la condition et les paires de membres

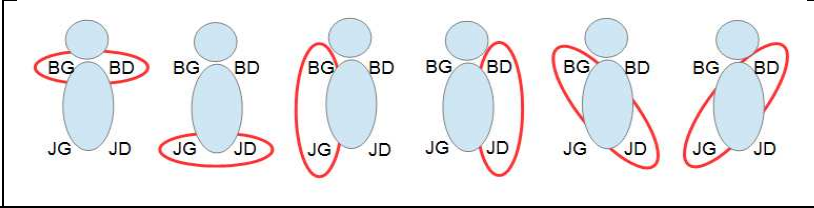
							
Parallèle	Crawli	0,52 <i>1,6</i>	1,54 <i>1,5</i>	0,25 <i>1,5</i>	0,1 <i>1,3</i>	0,9 <i>1,3</i>	1 <i>1,4</i>
	Tapis	0,68 <i>1,1</i>	1,69 <i>1,1</i>	-0,02 <i>1,2</i>	-0,01 <i>1,1</i>	0,35 <i>1,1</i>	0,48 <i>0,9</i>
Alternée	Crawli	1,27 <i>1,2</i>	0,38 <i>1,5</i>	1,37 <i>1,1</i>	1,12 <i>1,0</i>	0,49 <i>1,4</i>	0,42 <i>1,5</i>
	Tapis	1,03 <i>1,1</i>	-0,19 <i>1,2</i>	0,74 <i>0,9</i>	0,87 <i>1,3</i>	0,26 <i>1,0</i>	0,33 <i>0,9</i>

Tableau 21 : Co-activation en valeur de z (de la probabilité que la co-activation observée soit supérieure au hasard), par type de co-activation et par condition, pour chaque paire de membres

L'ANOVA à mesures répétées avec le facteur Activation, le facteur Condition et le facteur Paire révèle :

- Un effet significatif du facteur Condition ($F(1,44)=7.84$, $p=0.007$) avec des co-activations plus élevée en Crawli qu'en Tapis (voir Figure 63)
- Un effet significatif du facteur Paire ($F(5,220)=5.88$, $p<0.001$)
- Un effet significatif d'interaction entre le facteur Activation et le facteur Paire ($F(5,220)=18.3$, $p<0.001$)

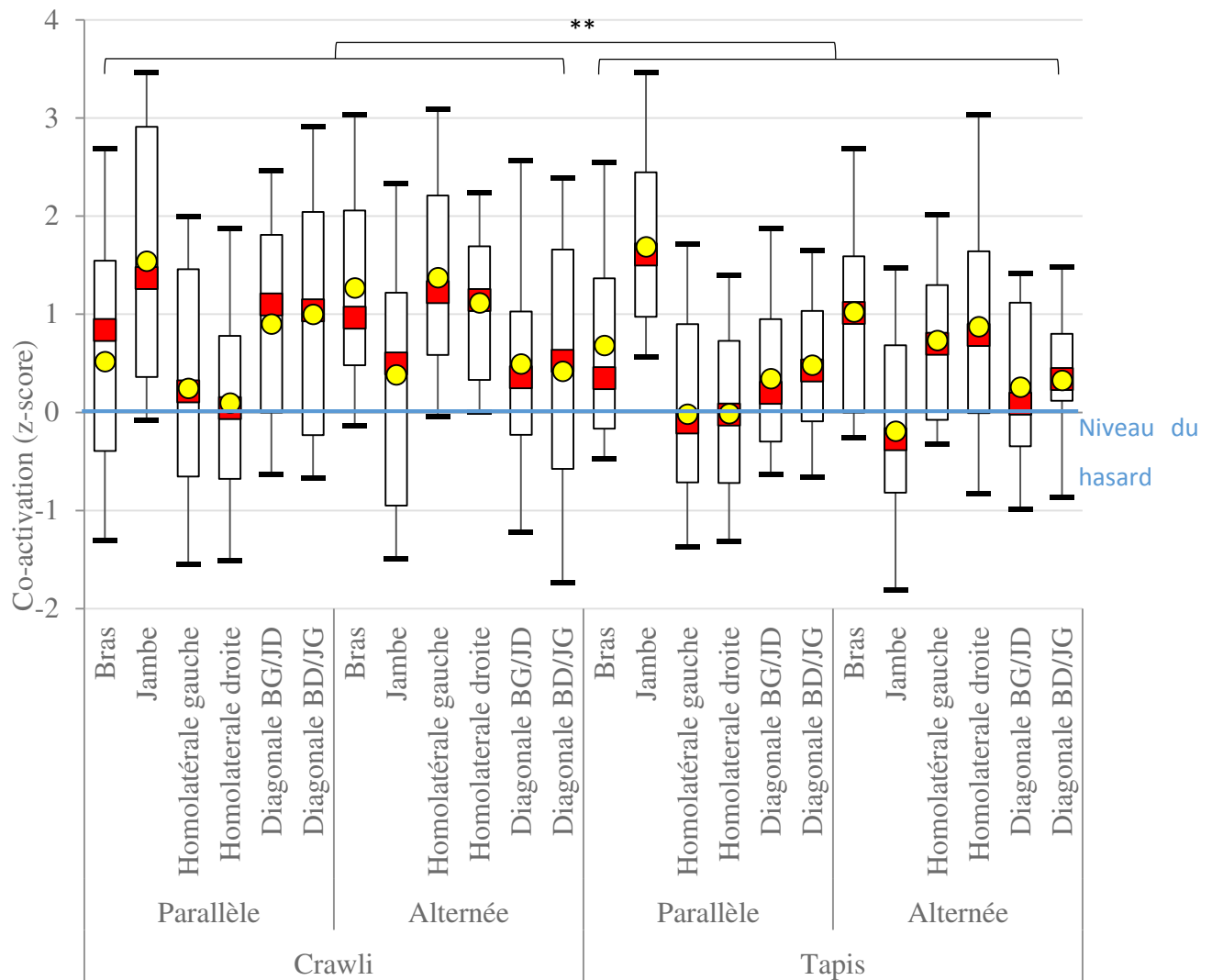


Figure 63 : Co-activation en valeur de z (de la probabilité que la co-activation observée soit supérieure au hasard), par type de co-activation et par condition, pour chaque paire de membres

L'analyse post hoc révèle que :

- La paire de jambes a une co-activation parallèle plus élevée que les 5 autres paires de membres (valeur de p toutes inférieures à 0.01)
- La paire de jambes a une co-activation alternée plus faible que les deux paires controlatérales ($p=0.001$ pour la paire Bras Droit/ Jambe Droite et $p=0.003$ pour la paire Bras Gauche/Jambe Gauche) et la paire de bras ($p<0.001$)

- La paire de bras a une co-activation alternée plus élevée que les deux paires diagonales (p=0.027 pour la paire Bras Gauche/Jambe Droite et p=0.026 pour la paire Bras Droit/Jambe Gauche) et la paire de jambes (p<0.001)

L'ANCOVA avec le facteur Activation, le facteur Condition et le facteur Paire révèle un effet significatif de l'âge du terme ($F(1,42)=4.91$, $p=0.032$) qui augmente lorsque la co-activation diminue, et un effet du temps depuis la dernière tétée ($F(1,42)=4.23$, $p=0.045$) qui augmente avec l'augmentation de la co-activation.

4.3.2.5 Synthèse des principaux résultats relatifs aux mouvements codés

Le nombre de résultats issu du codage des mouvements est important, c'est pourquoi il a été réalisé un tableau de synthèse des principaux effets, avec leurs significativités, le nombre de sujets, le nombre de facteurs intra-sujets et le nombre de covariables pris dans chaque analyse.

	Variables	Mvt. concernés		Effet		A	B	C	D
Condition	Quantité	Step de bras	Crawli	>	Tapis	***	91	5	0
	Durée	Step de bras	Crawli	>	Tapis	*	29	4	0
	Amplitude	Step de bras	Crawli	>	Tapis	***	24	4	0
	V. Max	Step de bras	Crawli	>	Tapis	***	24	4	0
	Amplitude	Mvt. de jambes	Crawli	<	Tapis	**	23	4	0
	V. Max	Mvt. de jambes	Crawli	<	Tapis	*	23	4	0
	V. Max	Mvt. de Step	Crawli	>	Tapis	***	23	4	0
	Amplitude	Step de jambes	Crawli	=	Tapis	n.s.	24	5	0
	V. Max	Step de jambes	Crawli	=	Tapis	n.s.	24	5	0
	Co-act.	Tout Mvt.	Crawli	>	Tapis	**	45	3	0
Catégorie	Quantité	Tous Mvt.	Step	>	Kick/Pump	***	91	5	0
	Durée	Tous Mvt.	Step	>	Kick/Pump	***	35	3	0
	Amplitude	Tous Mvt.	Step	>	Kick/Pump	***	23	4	0
	V. Max	Tous Mvt.	Step	>	Kick/Pump	***	23	4	0

Membre	Amplitude	Tous Mvt.	Jambe	>	Bras	***	23	4	0
	V. Max	Tous Mvt.	Jambe	>	Bras	***	23	4	0
	Co-act.	Alternée	Jambe	<	Bras	***	45	3	0
	Co-acti.	Parallèle	Jambe	>	Bras	***	45	3	0
Modalité	Quantité	Mvt. de Step	Flexion	<	Extension	***	91	5	0
	Quantité	Mvt. de Kick/Pump	Flexion	>	Extension	***	91	5	0
	Durée	Step de jambes	Flexion	<	Extension	***	29	4	0
	Amplitude	Step de jambes	Flexion	>	Extension	*	24	5	0
	V. Max	Step de jambes	Flexion	>	Extension	***	24	5	0
Latéralité	Quantité	Step de jambes	Gauche	>	Droite	*	91	5	0
Covariable	Quantité	Tous Mvt.	Lait Maternel (60)	>	Lait Artificiel (31)	*	91	5	3
	Quantité	Mvt. de Step	<i>Augmente avec</i>	^	Tps. depuis la dernière tétée	**	91	5	3
	Durée	Tous Mvt.	<i>Diminue avec</i>	v	Tps. depuis la dernière tétée	*	35	3	2
	Quantité	Mvt. de Step	<i>Augmente avec</i>	^	Age du terme	**	91	5	3
	Durée	Tous Mvt.	<i>Diminue avec</i>	v	Age du terme	*	35	3	2
	Amplitude	Mvt. de Step	<i>Augmente avec</i>	^	Age du terme	*	24	5	1
	Co-act.	Tous Mvt.	<i>Diminue avec</i>	v	Age du terme	*	45	3	2

Tableau 22 : Tableau de synthèse des principaux résultats relatifs aux mouvements codés. Les abréviations Mvt., Tps., act., et n.s. sont utilisé pour « mouvements », « temps », « activation » et « non significatif ». La colonne A contient la significativité des effets, la B le nombre de sujet, la C le nombre de facteurs intra-sujet et la D le nombre de covariables prises dans l'analyse

4.3.2.6 Score 3D

Les valeurs des scores 3D calculées sont données dans le Tableau 23 ci-dessous.

	Jambe		Bras	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Crawli	20,41	18,88	18,48	20,64
	<i>20,4</i>	<i>18,7</i>	<i>15,7</i>	<i>17,7</i>
Tapis	19,75	20,62	10,8	11,66
	<i>20,7</i>	<i>23,3</i>	<i>10,7</i>	<i>11,2</i>

Tableau 23 : Score 3D exprimé en millimètres par seconde, par condition et par membre

L'ANOVA à mesures répétées conduite sur les facteurs intra-sujet Condition, Membre et Latéralité. Celle-ci révèle un effet significatif d'interaction entre les trois facteurs ($F(1,72)=9.37, p=0.003$).

Une analyse post hoc révèle que les scores 3D des bras sont plus élevés en Crawli qu'en Tapis. Mais elle révèle aussi que les scores 3D des jambes et des bras en Crawli sont plus élevés que ceux des bras en Tapis ($p<0.001$ et $p<0.001$)

L'analyse post hoc révèle aussi, dans la condition Crawli, un score 3D du bras droit significativement supérieur au score 3D du bras gauche ($p=0.014$) (voir Figure 64).

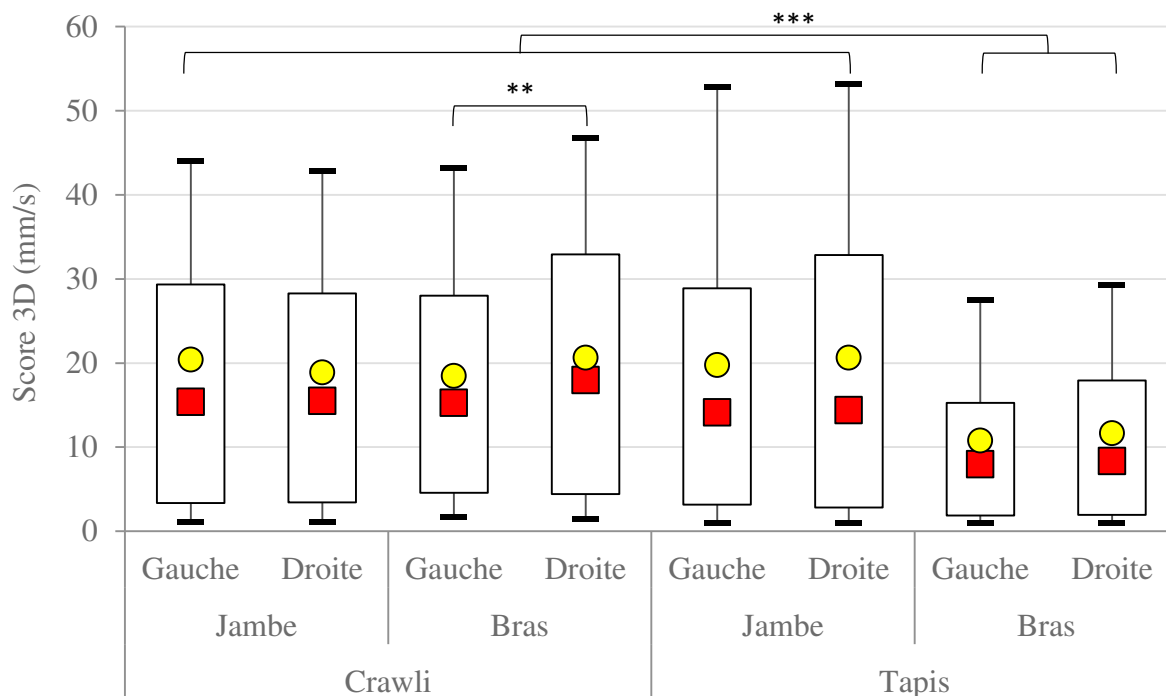


Figure 64 : Scores 3D par condition et par membre

L'ANCOVA conduite sur les score 3D avec les facteurs intra-sujet Condition, Membre et Latéralité révèle un effet significatif du type d'alimentation ($F(1,70)=5.55, p=0.021$) avec un score 3D plus élevé pour les nouveau-nés nourris au lait maternel (voir Figure 65) et un effet significatif du temps depuis la dernière tétée ($F(1,70)=9.44, p=0.003$) avec des scores 3D plus élevés quand celui-ci augmente. On note également un effet significatif d'interaction entre le type d'alimentation et le facteur Latéralité ($F(1,70)=5.83, p=0.018$).

Une analyse post hoc révèle que les nouveau-nés nourris au lait maternel bouge significativement plus leurs membres à droite qu'à gauche ($p=0.035$) (voir Figure 65).

Bien que l'interaction entre le type d'alimentation, le facteur Condition, le facteur Membre et le facteur Latéralité ne fasse qu'approcher la significativité ($F(1,70)=3.36, p=0.070$), une analyse post hoc indique que cette différence est à attribuer majoritairement aux scores 3D des bras des nouveau-nés nourris au sein en condition Crawli, qui bougent significativement plus à droite qu'à gauche ($p=0.006$).

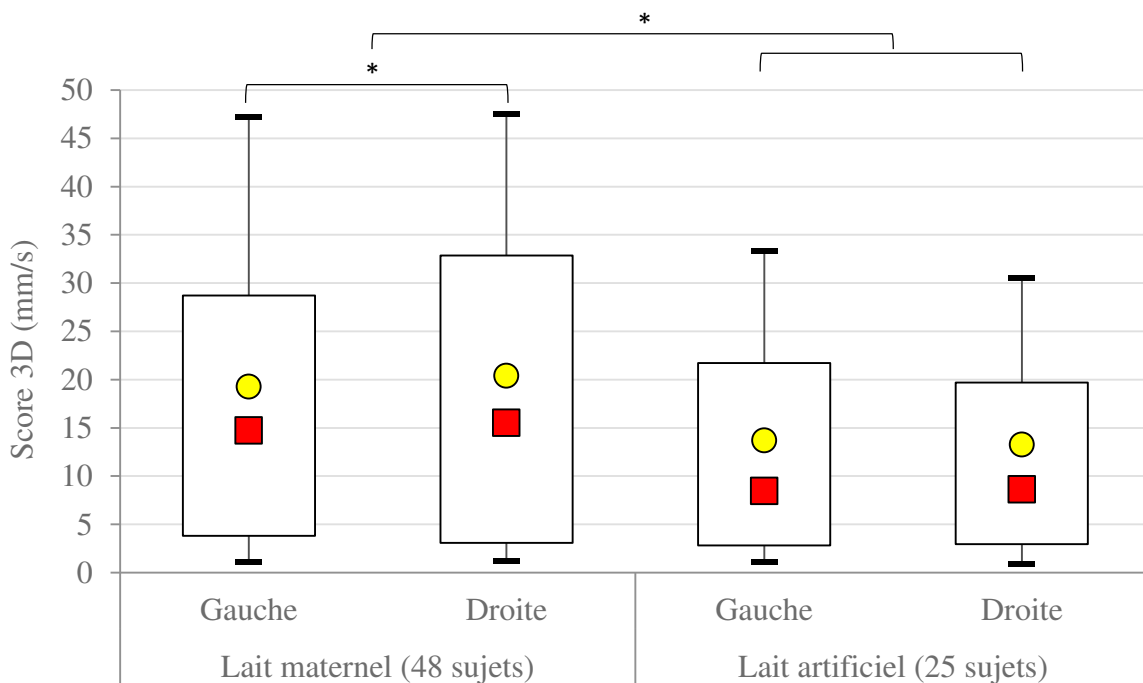


Figure 65 : Score 3D par latéralité selon le type d'alimentation

4.3.3 Résultats relatifs à la mobilité du corps du nouveau-né

4.3.3.1 Distances parcourues par le corps

Les résultats calculés pour les différentes variables quantifiant la distance parcourue sont donnés dans le Tableau 24 ci-dessous.

	DE			DA		
	X	Y	XY	X	Y	XY
Crawli	53,1 <i>114</i>	4,5 <i>30</i>	62,7 <i>114</i>	305,5 <i>312</i>	332,2 <i>310</i>	502,9 <i>478</i>
Tapis	-1,1 <i>18</i>	1,1 <i>23</i>	18,0 <i>23</i>	199,3 <i>223</i>	282,0 <i>310</i>	381,4 <i>416</i>

Tableau 24 : Distances parcourues en millimètres par minute, effective et absolue en X, Y et XY par condition

Une analyse statistique par des tests du *t* de Student Fisher appariés et bilatéraux conduite sur chacune des six variables présentées dans le tableau ci-dessus révèle les résultats suivants :

- La distance effective parcourue en X est plus grande en Crawli qu'en Tapis ($p < 0.001$)
- La distance effective parcourue en XY est plus grande en Crawli qu'en Tapis ($p < 0.001$)
- La distance absolue parcourue en X est plus grande en Crawli qu'en Tapis ($p = 0.001$)
- La distance absolue parcourue en XY est plus grande en Crawli qu'en Tapis ($p = 0.013$)

4.3.3.2 Orientations du tronc et de la tête

Pour les raisons évoquées précédemment³¹, 29 sujets ont été exclus pour l'analyse des variables 3D de la tête. Les résultats suivant concernant la tête sont donc calculés sur 44 sujets, ceux concernant le tronc sont calculés sur 73 sujets.

³¹ Voir 4.2.6.1 page 152

4.3.3.2.1 Energie angulaire

Les énergies angulaires calculées sont présentées dans le Tableau 25 ci-dessous

	Tronc (73 sujets)	Tête (44 sujets)
Crawli	5,63 4,5	18,86 9,1
Tapis	7,45 7,2	19,73 16,3

Tableau 25 : Energie angulaire calculées en degrés par seconde par condition, pour la tête et le tronc

Une analyse statistique par des tests du *t* de Student appariés et bilatéraux conduite sur chacune des deux variables présentées dans le tableau ci-dessus révèle que l'énergie du tronc est significativement plus importante en condition Tapis qu'en condition Crawli ($p=0.012$).

4.3.3.2.2 Orientations du Tronc

Le Tableau 26 ci-dessous présentes les différents calculs effectués sur les trois rotations possibles du tronc pour les 73 sujets en condition Crawli et en condition Tapis.

		Effectif	Absolu	Amplitude	Moyen	Ecart Type
Azimut	Crawli	2,01 10,9	129,03 117,3	14,07 12,3	-0,4 8,7	2,89 3,0
	Tapis	1,18 10,2	147,36 156,3	15,69 14,8	0,34 8,8	3,36 3,7
Roulis	Crawli	1,55 5,1	138,18 125,6	11,38 8,3	0,3 4,6	2 1,6
	Tapis	0,76 9,2	180,28 197,7	17,01 14,2	-0,29 8,7	3,22 2,9
Tangage	Crawli	-0,88 2,8	86,78 70,8	6,56 4,6	10,95 4,4	1,24 0,9
	Tapis	1,09 4,7	117,12 128,2	9,08 6,9	0,09 4,1	1,7 1,4

Tableau 26 : Calculs des variables relatives aux rotations du tronc dans les trois dimensions

Une analyse statistique par des tests du t de Student appariés et bilatéraux conduite sur chacune des cinq variables de l'azimut du tronc ne révèle aucune différence significative entre l'azimut du tronc en condition Crawli et en condition Tapis.

Une analyse statistique par des tests du t de Student Fisher appariés et bilatéraux conduite sur chacune des cinq variables du roulis du tronc révèle les résultats suivants :

- Le Roulis absolu du tronc est plus élevé en Tapis qu'en Crawli ($p=0.022$)
- L'amplitude du Roulis du tronc est plus élevée en Tapis qu'en Crawli ($p<0.001$)
- L'écart type du roulis du tronc est plus élevé en Tapis qu'en Crawli ($p<0.001$)

Une analyse statistique par des tests du t de Student Fisher appariés et bilatéraux conduite sur chacune des cinq variables du tangage du tronc révèle les résultats suivants :

- Le tangage effectif du tronc est plus élevé en Tapis qu'en Crawli ($p=0.004$)
- Le tangage absolu du tronc est plus élevé en Tapis qu'en Crawli ($p=0.017$)
- L'amplitude du tangage du tronc est plus élevée en Tapis qu'en Crawli ($p=0.002$)
- Le tangage moyen du tronc est plus élevé en Tapis qu'en Crawli ($p<0.001$)
- L'écart type du tangage du tronc est plus élevé en Tapis qu'en Crawli ($p=0.008$)

4.3.3.2.3 Orientations de la Tête

Le Tableau 27 ci-dessous donne les résultats des calculs des différentes rotations de la tête pour les 44 sujets conservés en condition Crawli et en condition Tapis. Toutefois, bien qu'une analyse statistique similaire à celle effectuée sur les orientations soit conduite sur les orientations de la tête, aucune différence significative entre les conditions Crawli et Tapis n'est révélée.

		Effectif	Absolu	Amplitude	Moyen	Ecart Type
Azimut	Crawli	-3,5 <i>14,4</i>	382,01 <i>200,1</i>	32,78 <i>16,8</i>	5,71 <i>20,2</i>	6,43 <i>3,8</i>
	Tapis	1,83 <i>19,7</i>	401,99 <i>366,7</i>	35,3 <i>28,0</i>	3,29 <i>21,7</i>	7,45 <i>6,9</i>
Roulis	Crawli	6,11 <i>34,5</i>	541,27 <i>328,0</i>	58,19 <i>30,8</i>	1,82 <i>38,9</i>	13,16 <i>8,5</i>
	Tapis	-7,61 <i>41,3</i>	520,64 <i>501,3</i>	59,02 <i>46,8</i>	-2,71 <i>47,7</i>	15,48 <i>14,7</i>
Tangage	Crawli	-1,58 <i>11,6</i>	296,48 <i>163,0</i>	25,17 <i>15,9</i>	6,08 <i>27,2</i>	5,2 <i>4,4</i>
	Tapis	-2,62 <i>15,2</i>	344,29 <i>262,1</i>	28,45 <i>17,2</i>	11,4 <i>19,6</i>	5,68 <i>4,1</i>

Tableau 27 : Calculs des variables relatives aux rotations de la tête dans les trois dimensions

4.3.4 Interaction entre variables dépendantes

Comme décrit en partie 4.2.7 une ANCOVA à mesures répétées est conduite, pour chacune des conditions, sur les 73 sujets pour lesquelles ont été mesurées des distances effectives parcourues en XY et des durées de pleurs, qui sont prises comme prédicteurs continus du nombre de mouvements.

L'ANCOVA à mesures répétées conduite sur la condition Crawli, avec les facteurs Catégorie, Membre, Modalité et Latéralité comme facteurs intra-sujet révèle :

- un effet principal de la durée des pleurs ($F(1,70)=90.4$ $p<0.001$) qui augmente avec le nombre de mouvements
- Un effet d'interaction entre la durée des pleurs et le facteur Catégorie ($F(1,70)=72.6$ $p<0.001$) avec une augmentation des mouvements de Step par rapport au Kick/Pump lorsque la durée des pleurs augmente
- Aucun effet d'interaction entre la durée des pleurs et le facteur Membre

L'ANCOVA à mesures répétées conduite sur la condition Tapis, avec les facteurs Catégorie, Membre, Modalité et Latéralité comme facteurs intra-sujets révèle :

- Un effet principal de la durée des pleurs ($F(1,70)=48.9$ $p<0.001$) qui augmente avec le nombre de mouvements
- Un effet principal de la distance parcourue ($F(1,70)=4.26$ $p=0.043$), qui augmente avec le nombre de mouvements
- Un effet d'interaction entre la durée des pleurs et le facteur Catégorie ($F(1,70)=19.9$ $p<0.001$) avec une plus grande augmentation des mouvements de Step par rapport au Kick/Pump lorsque la durée des pleurs augmente
- Un effet d'interaction entre la durée des pleurs et le facteur Membre ($F(1,70)=43.6$ $p<0.001$) avec une plus grande augmentation des mouvements de jambes par rapport au bras lorsque la durée des pleurs augmente
- Un effet d'interaction entre la distance parcourue et le facteur Membre ($F(1,70)=5.47$ $p=0.022$) avec une plus grande augmentation des mouvements de jambes par rapport au bras lorsque la distance parcourue augmente

4.3.5 Interaction entre variables indépendantes

Un test du t de Student non apparié et bilatéral montre que les 31 nouveau-nés nourris au biberon ont un temps depuis la dernière tétée significativement supérieur aux 60 nouveau-nés nourris au sein ($p=0.031$), (moyennes respectives de 140 et 87min, écarts types de 103 et 107).

Aucune différence ne s'observe entre l'âge du terme de ces deux populations (moyennes respectives de 275 et 277 jours, écarts types de 7 et 7).

4.3.6 Pourcentage de mobilité quadrupède

Selon le même protocole utilisé pour l'Etude 1³², une **mobilité quadrupède complète** est observée :

- sur 52% des nouveau-nés en condition Crawli
- sur 22% des nouveau-nés en condition Tapis

Une **mobilité quadrupède complète et propulsive** est observée

- sur 27% des nouveau-nés en condition Crawli
- sur 8% des nouveau-nés en condition Tapis

Des tests de Khi-deux révèlent que le pourcentage de mobilité quadrupède complète, et le pourcentage de mobilité quadrupède complète et propulsive sont tous deux significativement supérieurs en condition Crawli par rapport à la condition Tapis (respectivement $p < 0.001$ et $p < 0.01$)

Les tests de Khi-deux ne révèlent aucune différence significative entre les pourcentages observés dans la condition Tapis de l'Etude 3 et ceux observés dans la condition Statique de l'Etude 1, ni pour la mobilité quadrupède complète, ni pour la mobilité quadrupède complète et propulsive.

³² Voir Etude 1, section 2.2.7 page 94

4.4 Discussion

4.4.1 Mobilité quadrupède

4.4.1.1 Comparaison de la mobilité quadrupède sur tapis dans l'Etude 3 et dans l'Etude 1

Les résultats de l'Etude 3 confirment et complètent les résultats de l'Etude 1 sur l'existence d'une mobilité quadrupède possiblement complète et propulsive à la naissance, sans stimulation.

Dans l'Etude 3, dans la condition Tapis, 22% des nouveau-nés expriment une mobilité quadrupède complète et 8% expriment une mobilité quadrupède complète et propulsive, contre respectivement 35% et 12% dans la condition Statique de l'Etude 1. La présente étude montre ainsi que la mobilité quadrupède de manière spontanée existe dans un environnement sans stimulation visuelle et qu'elle peut y être quadrupède complète et propulsive. De plus la comparaison entre la condition Tapis de l'Etude 3 et la condition Statique de l'Etude 1 montre que les pourcentages de mobilité quadrupède complète et de propulsion sont similaires quelles que soient les caractéristiques de ces deux surfaces (matelas à eau dans l'Etude 1 et tapis rigide dans l'Etude 3).

Contrairement à l'Etude 1, les nouveau-nés passant la condition Tapis dans l'Etude 3 ne peuvent pas produire un flux visuel lors de leurs potentiels déplacements, le tapis étant entièrement blanc.

4.4.1.2 Effets du Crawli sur la mobilité quadrupède

Dans l'Etude 3, les résultats obtenus en condition Crawli montrent que ce dispositif permet d'augmenter le déclenchement d'une mobilité quadrupède complète (observée sur 52% des nouveau-nés placés sur le dispositif) et propulsive (observée sur 27% des nouveau-nés placés sur le dispositif). Ces pourcentages sont significativement supérieurs à ceux obtenus sur la condition Tapis dans l'Etude 3 (respectivement 27% et 8%). En effet, le nombre total de mouvements de flexion et d'extension en additionnant jambes et bras, ainsi que les distances parcourues effectives et absolues sont tous significativement supérieurs sur le Crawli par rapport à la condition où les nouveau-nés sont en position ventrale sur le tapis. Le Crawli a donc un effet positif sur le pourcentage de nouveau-nés effectuant une mobilité impliquant leurs quatre membres, le nombre de leurs mouvements et les distances qu'ils parcourent. Ces résultats suggèrent que le dispositif du Crawli allège les contraintes biomécaniques de la gravité pesant sur le nouveau-né, facilitant ses mouvements : les hypothèses sur les mécanismes de ce processus sont discutées dans les sections

suivantes en ce qui concerne les caractéristiques de ces mouvements, et en particulier, celles des bras.

Le dispositif du Crawli facilite également la propulsion du nouveau-né, qui parcourt significativement plus de distance en condition Crawli que Tapis (respectivement 6,3 cm/min contre 1,2 cm/min). Les mécanismes sous-jacents à cet effet peuvent avoir plusieurs origines. Le mécanisme le plus probable est celui des roulettes placées sous le Crawli qui favorisent l'efficacité propulsive des mouvements du nouveau-né. Un autre mécanisme probable serait que la co-activation des membres, meilleure en condition Crawli, améliore l'efficacité de la propulsion³³. Enfin, une autre possibilité, serait que l'augmentation significative du niveau d'excitation du nouveau-né observée sur le Crawli, provoquerait une meilleure efficacité propulsive des Step (jambes et/ou bras), comme cela a été montré pour le *stepping* sur tapis roulant du nouveau-né sur lequel celui augmente et améliore ses pas lorsqu'il est plus excité (Siekerman et al., 2015).

4.4.2 Implication des bras dans la mobilité quadrupède : un rôle potentiellement propulsif ou passif ?

4.4.2.1 Facilitation des mouvements de bras par le Crawli

Lorsque les nouveau-nés sont positionnés sur le tapis, la différence entre le nombre de mouvements observés sur les jambes et sur les bras est similaire avec ce qui a été montré dans l'Etude 1 : significativement moins de mouvements de bras que de jambes sont observés. Par contre, lorsque les nouveau-nés sont placés sur le Crawli, dans un contexte postural où les bras et les jambes subissent les mêmes contraintes, alors le nombre de mouvements de bras est égal au nombre de mouvements de jambes : le Crawli augmente significativement le nombre de mouvements de bras par rapport à ce qui est observé sur le tapis.

Les caractéristiques intrinsèques du Crawli entraînent deux modifications majeures : d'un côté, une modification de la position, qui permet notamment une meilleure répartition des masses, et de l'autre, comme il a été dit précédemment, une réduction des forces de friction entre le nouveau-né et le tapis grâce aux roulettes placées sous le Crawli.

³³ Voir section 4.4.3.3 page 200

La question se pose donc de savoir quels sont les mécanismes par lesquels le Crawli augmente le nombre de mouvements de bras et si ces mouvements de bras participent réellement à la mobilité quadrupède et potentiellement à la propulsion ou non ?

Plusieurs arguments étayent l'hypothèse que 1) le Crawli agit essentiellement par un effet biomécanique, en allégeant l'effet de la gravité sur la partie supérieure du corps, et que 2) les mouvements de bras, en particuliers les Step de bras, débloqués par l'usage du Crawli, participent bien à la mobilité quadrupède et sont potentiellement propulsifs. Toutefois leur force propulsive peut paraître inférieure à celle des jambes³⁴. Ce point sera discuté ci-dessous.

4.4.2.2 Mouvement de bras passifs ou actifs ?

Les bras pourraient être mis en mouvement passivement par le déplacement plus important observé en condition Crawli. Toutefois il n'a pas été trouvé d'interaction entre la distance parcourue (DEXY) et le nombre de mouvements observés en Crawli. Il n'a pas non plus été trouvé d'interaction de la distance parcourue avec le facteur Membre : ainsi, le nouveau-né ne fait pas plus de mouvements de bras lorsqu'il se propulse, par rapport au nombre de mouvements de bras qu'il produit lorsqu'il ne parvient pas à se propulser. La non-corrélation de ces deux variables prouve que la répartition du nombre de mouvements observée sur les jambes et les bras est similaire, que le nouveau-né se déplace ou pas. Ce résultat permet d'affirmer que c'est bien la posture qui offre le Crawli, qui permet la répartition homogène du nombre de mouvements effectués par les jambes et les bras et non la facilitation à la propulsion qui, elle, serait permise majoritairement par l'intermédiaire des roulettes sphériques³⁵.

Si les mouvements de bras générés par la position sur le Crawli ne sont pas passifs, la question suivante est de savoir s'ils ont potentiellement un rôle propulsif et s'ils font partie intégrante d'un pattern de mobilité quadrupède. A la différence de la condition Tapis, les bras dans la condition Crawli font significativement plus de mouvements de Step que de mouvement de Pump. Or, les Step, tels qu'ils sont codés, représentent la catégorie de mouvements possiblement propulsifs. Le fait que cette catégorie soit majoritaire avait été observé jusqu'alors seulement sur les jambes. Comme pour le facteur Membre, il n'y a pas non plus d'interaction de la propulsion avec le facteur Catégorie. L'augmentation majoritaire de Step de bras n'est donc pas due à un effet du déplacement

³⁴ Voir Figure 61 et Figure 62 page 179 et 182

³⁵ Voir section 4.4.1.2 page 195

du Crawli. Ainsi, lorsque les contraintes biomécaniques sont réduites par une adaptation posturale, les bras bougent autant et de la même façon que les jambes, c'est-à-dire avec une préférence pour les mouvements dans l'axe longitudinal du corps que sont les Step.

4.4.2.3 Durée

Pour ce qui est de la durée des mouvements, on ne retrouve pas sur la condition Tapis, des durées significativement plus courtes pour les mouvements de bras par rapport aux jambes comme c'était le cas dans l'Etude 1. Il est donc possible que le tapis de L'Etude 3 freine moins les bras que le matelas de l'Etude 1.

En ce qui concerne la comparaison Crawli-Tapis, les mouvements de Step de bras sont significativement plus courts sur le tapis, probablement parce que les bras sont bloqués, alors qu'ils sont plus longs sur le Crawli, qui leur permet donc de se déplacer plus librement. Cette hypothèse est confirmée par le fait que les amplitudes et les vitesses maximales de Step de bras sont également supérieures en condition Crawli (voir ci-après).

Ainsi, avec ou sans propulsion, le Crawli permet aux bras de bouger autant que les jambes et même plus, si on ne regarde que les mouvements possiblement propulsifs de Step. Ces mouvements de bras ne sont pas passivement entraînés par le mouvement du Crawli mais, au contraire, comprennent essentiellement des mouvements actifs à potentiel propulsif. Dans un contexte postural plus favorable, les membres supérieurs semblent donc autant impliqués que les membres inférieurs dans ce comportement de mobilité quadrupède du nouveau-né. Les contraintes biomécaniques imposées par la position ventrale sur un tapis, semblent donc bien être à l'origine du faible nombre de mouvements de bras observés par certains auteurs précédents (e.g. Stirnimann 1938; McGraw 1941). La question reste ouverte de savoir si les mouvements de bras et de jambes, observés sur le Crawli, exécutent un pattern quadrupédal déjà plus ou moins organisé ou, au contraire, se produisent de manière indépendante. Cette question sera abordée dans la section suivante.

4.4.3 Caractéristiques des mouvements

4.4.3.1 Les flexions et extensions

Les données recueillies sur un grand nombre de sujets permettent de caractériser en détail les mouvements produits. Dans l'Etude 1 il n'avait pas été fait de comparaison entre flexion et extension car les deux modalités ont été analysées de façon séparée pour que cette analyse soit comparable à l'analyse des résultats basés sur les cycles de pas. Ainsi, le facteur Modalité introduit ici dans l'analyse du nombre de mouvements permet d'observer sur les mouvements de Step un nombre de flexions inférieur au nombre d'extensions, alors que l'inverse s'observe sur les Kick/Pump, où le nombre de flexions est supérieur au nombre d'extensions. Cette différence, qui s'observe toute condition confondue, semble très stable car les moyennes sont proches et les erreurs types faibles, bien que la valeur du p soit inférieure à 0,001. L'extension (de l'épaule ou de la hanche) étant biomécaniquement un mouvement possiblement propulsif à l'inverse de la flexion³⁶, il semble logique qu'elle soit effectuée plus souvent dans l'axe longitudinal du corps par les membres du nouveau-né, afin d'être possiblement locomotrice. Cependant, dans le cadre d'un enchaînement de flexion et d'extension de Step, il peut arriver que le nouveau-né effectue une de ses flexions dans la catégorie des Kick/Pump tout en la faisant suivre par une extension de Step et ainsi, ne pas entraver le caractère propulsif de l'enchaînement des mouvements puisque c'est l'extension qui confère cette propulsion. C'est pourquoi, une fois de plus, la façon dont le nouveau-né bouge ses membres semble orientée vers la propulsion.

L'analyse de la durée des mouvements révèle que les flexions de Step de jambes sont plus courtes que les extensions, ce qui confirme les résultats obtenus dans l'Etude 1, sur un plus grand nombre de sujets. Le nouveau-né étant, par son passé récent de fœtus, plus enclin au comportement de flexion (caractéristique de sa posture de repos), il dispose d'une aisance naturelle à passer d'un état d'extension « actif » à un état de flexion « de repos », passage qu'il effectue alors plus rapidement que le passage inverse.

³⁶ Il est entendu ici par propulsif : qui donne lieu à une propulsion vers l'avant car, biomécaniquement une flexion peut entraîner une propulsion vers l'arrière.

4.4.3.2 Les Step et les Kick/Pump

Les Kick/Pump sont plus courts que les Step, ce qui semble logique au vu des contextes gravitaires dans lesquels les mouvements de Kick/Pump sont effectués par rapport aux mouvements de Step. En effet les mouvements de Step peuvent tout à fait être effectués avec un contact permanent du membre sur le tapis que le nouveau-né soit sur le Crawli ou non, alors que les mouvements de Kick/Pump imposent un décollement d'au moins une partie du membre. Ceci peut avoir pour effet, soit de fatiguer plus rapidement les muscles concernés, lorsque ceux-ci doivent lutter contre la gravité, soit d'accélérer le mouvement lorsqu'il s'effectue du haut vers le bas.

4.4.3.3 La co-activation des mouvements

Les résultats sur la co-activation montrent que le Crawli entraîne des rapports de co-activations supérieurs pour les six paires possibles de membre par rapport aux co-activations observées sur le tapis. Le Crawli permet donc d'augmenter le travail simultané des membres. Ainsi il est possible que les plus grandes distances parcourues soient en partie dues à un effet de synergie. De plus, l'analyse révèle que la paire de jambes et la paire de bras ont chacune des co-activations différentes l'une de l'autre mais aussi des autres paires, avec une préférence pour la co-activation alternée pour les bras, alors que les jambes se co-activent préférentiellement de façon parallèle. Si l'on s'intéresse aux valeurs observées, les paires homolatérales ont une préférence pour l'activation alternée et les paires diagonales ont une préférence pour l'activation parallèle, ce qui va dans le sens, dès la naissance, du pattern de « *diagonal gait* » (marche diagonale) tel qu'il est décrit par Friedland et Bertenthal dans leur étude sur le crawling mature (Freedland & Bertenthal, 1994).

Pour conclure, l'étude des caractéristiques des mouvements, en particulier sur le Crawli, permet de confirmer que la mobilité quadrupède du nouveau-né possède déjà, de façon très majoritaire, les caractéristiques d'un comportement locomoteur vers l'avant avec des Step de jambes et de bras dont les extensions sont plus longues et plus nombreuses. De plus, les résultats sur la co-activation des jambes et des bras suggèrent que ces mouvements s'intègrent dans un pattern quadrupédal.

4.4.4 Cinématique des mouvements

L'Etude 3 est la première à analyser la cinématique de la mobilité quadrupède des nouveau-nés. Les résultats issus de la capture optique du mouvement en trois dimensions permettent avant tout de confirmer les résultats issus du codage visuel, mais aussi d'aller plus loin dans l'analyse et la description des caractéristiques qualitatives de ces mouvements.

4.4.4.1 Scores 3D

Les résultats des scores 3D confirment que les nouveau-nés placés sur le Crawli font plus de mouvements de bras que sur le tapis, d'une façon totalement computationnelle, donc sans biais imputables à l'observateur. Les scores 3D témoignent du déplacement global des membres dans toutes les directions de l'espace et sont une mesure de l'énergie globale fournie par le membre³⁷. Sur cette mesure se retrouvent les principaux résultats donnés par l'analyse du nombre de mouvements observés sur les vidéos, image par image, et ainsi confirme de façon objective les résultats précédents. Les résultats de l'analyse des scores 3D retrouvent, en plus, le résultat de l'Etude 1 qui montrait un nombre de mouvements du bras droit supérieur au nombre de mouvements du bras gauche. Cette latéralisation préférentielle à droite rejoint les observations qui montrent que le bras droit bénéficie de plus de force et de plus de vigueur à la naissance (e.g. Grattan et al. 1992).

Cette latéralisation ne ressort cependant pas dans les résultats précédents obtenus par analyse vidéo. Il est possible que le nombre plus important de facteurs intra-sujet utilisés dans l'analyse précédente du nombre de mouvements en vidéo, masque l'effet de latéralisation, observé sur les scores 3D et dans l'Etude 1, pour lesquels les facteurs inclus dans l'analyse sont moins nombreux. Toutefois il est aussi possible que le bras droit, bien qu'il soit plus vigoureux que le gauche³⁸, n'exprime pas cette différence quand il s'agit de faire des mouvements locomoteurs, mais l'exprime dans l'énergie globale de sa mobilité. Ainsi la différence n'est pas significative pour les mouvements codés, mais elle est significative sur l'ensemble de la mobilité qu'englobe le calcul du score 3D. Il est aussi possible de penser que dans l'Etude 1 où les trois conditions se déroulaient avec les bras « bloqués », où le matelas semblait moins favorable aux mouvements de bras³⁹, et où des

³⁷ Voir section 4.2.6.7 page 157

³⁸ Voir Etude 1, section 2.4.2 page 118

³⁹ Voir section 4.4.2.3 page 198

stimulations visuelles étaient données, alors cette vigueur plus importante du bras droit s'exprimait sur les mouvements codés.

4.4.4.2 Amplitudes et Vitesses maximales

Pour ce qui est des amplitudes et des vitesses maximales, les effets principaux sont très similaires : les deux variables révèlent les mêmes effets ce qui suggère qu'elles sont très corrélées et que les mouvements sont probablement réalisés avec un profil cinématique similaire, relativement stable, gage d'une certaine maturité.

Les amplitudes des mouvements de jambes sont supérieures à celles des mouvements de bras, ce qui est aussi valable pour les vitesses maximales. Pourtant, d'après les mesures en biométrie fœtale de Michel Collet et de ses collaborateurs (Collet, Le Guern, Chabaud, & Boog, 1983), l'addition des longueurs de l'humérus et du cubitus-radius d'un nouveau-né de 38 semaines fait 131,3mm et l'addition des longueurs du fémur et du tibia-péroné fait 138mm. Les jambes et les bras à la naissance sont donc de tailles comparables.

Tous mouvements confondus, les amplitudes et vitesses maximales des articulations proximales sont inférieures aux amplitudes et vitesses maximales des articulations distales ce qui est biomécaniquement tout à fait logique. Toutefois, les amplitudes et vitesses maximales des flexions sont plus grandes que celles des extensions, ce qui corrobore l'hypothèse d'une facilitation des mouvements de flexion (attitude de repos) à cette période du développement, comme évoqué ci-dessus⁴⁰.

Si l'on ne s'intéresse qu'aux mouvements de Step, les mouvements de jambes sont d'amplitudes, mais aussi de vitesses maximales, similaires sur le Crawli et le tapis.

Toutefois pour ce qui est des mouvements de Step de bras, les amplitudes et vitesses maximales sont plus grandes en Crawli qu'en tapis, ce qui renforce l'idée d'un caractère plus libre des mouvements de bras facilité par la condition Crawli.

Enfin, toutes conditions confondues, les mouvements de Step et de Kick/Pump montrent un profil d'activation interne différent alors qu'ils sont effectués dans le même environnement. En effet les Step sont plus amples, plus rapides et plus longs en durée que les mouvements de Kick/Pump.

⁴⁰ Voir section 4.4.3.1 page 199

Deux hypothèses peuvent être émises : 1) que les Step et les Kick/Pump, ont peut-être des fonctionnalités différentes, le Step pour la locomotion, le Kick/Pump possiblement pour la posture, l'équilibre etc., 2) que les Kick/Pump correspondent à des Step non aboutis comme l'hypothèse a été faite dans l'Etude 1.

4.4.4.3 Energies angulaires

Enfin, les calculs d'énergie angulaire montre que le tronc modifie plus ses orientations en azimut sur le Crawli que sur le tapis. Le Crawli permet ainsi au nouveau-né d'explorer de façon plus efficace son environnement tout en limitant les basculements de droite à gauche (roulis), ou de haut en bas (tangage), qui eux sont supérieurs en condition Tapis, signe que le maintien que le Crawli procure au nouveau-né est efficace. Ce maintien facilite probablement la propulsion vers l'avant.

4.4.5 Effet des covariables

Premièrement, les analyses permettent de conclure que les caractéristiques morphologiques que sont le poids, la taille et le périmètre crânien des nouveau-nés n'impactent pas l'expression de la mobilité quadrupède. De même, le sexe et l'âge des nouveau-nés mais aussi l'ordre de passation des conditions, n'entrent à aucun moment en interaction avec les résultats obtenus.

4.4.5.1 Effet de l'âge du terme

L'âge du terme interagit avec plusieurs variables dépendantes. En effet, les résultats montrent que plus l'enfant à un âge du terme élevé plus il fait de mouvements, avec notamment un accroissement plus important des mouvements de Step dont la durée est également plus courte. Ces résultats suggèrent que la mobilité quadrupède devient plus mature avec l'augmentation de l'âge du terme. Par contre les mouvements (Step et Kick/Pump) sont moins co-activés à un âge du terme élevé, ce qui suggérerait qu'ils sont moins matures. Il est difficile d'interpréter ces effets de l'âge du terme et cette question mériterait de tester des enfants à un âge plus éloigné de la naissance. Toutefois l'ensemble de ces résultats semble surprenant car les variations observées entre les différents âges gestationnels d'enfants nés à terme (de 37 semaines à 41 semaines de gestation) tel que ceux testés ici, s'observent dans la littérature médicale seulement sur des cohortes très larges de milliers voire de millions d'individus (e.g. Zhang et Kramer 2009) bien que ces études s'intéressent uniquement

à la détection des graves problèmes de développement ou bien à la mortalité. Elles montrent tout de même que l'âge optimal de gestation est 41 semaines (287 jours). Il serait intéressant de tester des enfants nés prématurément afin de vérifier si cet effet de l'âge du terme se retrouve, et s'il est imputable à une plus longue maturation ou à une différence de l'environnement.

4.4.5.2 Effet du temps depuis la dernière tétée

Les résultats de l'Etude 3 révèlent un effet très constant du temps depuis la dernière tétée sur les variables dépendantes. Les nouveau-nés ont été testés en effet soit après l'allaitement dans un temps relativement proche de la dernière tétée, car c'est un moment propice d'éveil, soit dans un temps très variables après le repas et parfois plusieurs heures plus tard. Les résultats montrent clairement qu'avec l'augmentation de la durée du temps passé sans s'alimenter, la durée des pleurs augmente, le nombre de pas de jambes et bras augmente (avec un accroissement supérieur des mouvements de Step par rapport au Kick/Pump), les mouvements sont plus rapides et sont plus co-activés et les scores 3D augmentent. Il semble donc que l'état de faim a un effet sur la quantité mais aussi sur la qualité de la réponse motrice du nouveau-né en mobilité quadrupède. Ces résultats s'expliquent probablement par une réaction physiologique permettant au nouveau-né d'activer sa motricité dans le but d'aller chercher le sein. Ces résultats semblent confirmer et préciser largement l'observation de Peiper qui décrivait le comportement de « reptation » comme plus présent lorsque le nouveau-né a faim (Peiper 1964). Par ailleurs, il n'y a pas d'interaction du temps depuis la dernière tétée avec le facteur Membre ou le facteur Latéralité, ce qui laisse penser que l'augmentation de la réponse produite par la faim est homogène sur les 4 membres.

4.4.5.3 Effet du type d'allaitement

L'Etude 3 révèle un autre résultat inattendu : l'existence d'une différence significative dans la réponse motrice en mobilité quadrupède entre les nouveau-nés nourris au lait maternel et les nouveau-nés nourris au lait artificiel. Les nouveau-nés nourris au sein pleurent plus longtemps, font plus de mouvements et ont des scores 3D supérieurs par rapport aux nouveau-nés nourris au lait artificiel. De plus, par l'analyse des scores 3D il s'observe que les nouveau-nés nourris au sein expriment une différence significative de latéralité du bras en faveur de la droite que n'expriment pas les nouveau-nés nourris au lait artificiel.

Il faut noter que les nouveau-nés nourris au sein ont un temps depuis la dernière tétée plus faible que ceux nourris au biberon, et pourtant ils font plus de mouvements. Ceci laisse penser que l'effet est assez fort pour s'observer alors que, comme il a été montré ci-dessus, le temps depuis la dernière tétée augmente significativement le nombre de mouvements sur la population générale.

Cette différence peut s'expliquer soit 1) par une différence qualitative du lait ingéré, le lait maternel étant « meilleur » pour stimuler les mouvements, ou au contraire, le lait artificiel étant plus nutritif, il diminuerait le nombre de mouvements, soit 2) par un contexte relationnel différent avec la mère, l'odeur, le contact peau à peau *etc.* qui stimulerait les mouvements pour l'allaitement maternel, soit 3) par les quantités ingérées, qui sont supérieures pour les nouveau-nés nourris au biberon, ces quantités limitant les mouvements chez le nouveau-né rassasié⁴¹.

Il est difficile d'avancer des explications pour un ou plusieurs de ces facteurs. Par contre, le fait que les nouveau-nés allaités au sein bougent plus et mieux leurs membres en position ventrale, est en soi un résultat important qu'il sera nécessaire de confirmer dans des études ultérieures. En effet, un tel effet de l'allaitement pourrait amener à l'interprétation que les nouveau-nés nourris au sein seraient plus aptes à se propulser et à exercer leurs mouvements à un moment crucial d'interaction et de communication avec leur mère : celui de la tétée.

Les nouveau-nés nourris au sein bougent plus le bras droit, ce qui peut s'expliquer par une position différente lors de la tétée, qui aurait une répercussion sur la motricité générale. Les nouveau-nés nourris au lait maternel le sont par les deux seins et ainsi, expérimentent deux positions symétriques, une à gauche et une à droite. Il semble toutefois assez logique que les nouveau-nés nourris au biberon, reçoivent leur tétée toujours du même côté. Les mamans étant majoritairement droitières elles nourrissent leur enfant préférentiellement par la main droite, avec la tête de l'enfant sur le côté gauche de la mère, laissant ainsi libres les membres du côté gauche du nouveau-né. Ainsi les nouveau-nés nourris au biberon auraient plus l'occasion de bouger les membres gauches, masquant ainsi leur préférence naturelle pour la droite à cet âge. Cependant, le très jeune âge des nouveau-nés testés modère l'hypothèse posturale, il est aussi tout à fait possible que le nombre plus important de nouveau-nés nourris au sein testés dans l'Etude 3 suffise à révéler cet effet de

⁴¹ Deux jours après l'accouchement, les mères des nouveau-nés n'ont généralement pas encore eu leur montée de lait. Pour celles qui allaitent, la tétée se compose alors de quelques millilitres de colostrum, alors que les enfants nourris au lait artificiel reçoivent en moyenne 30ml par tétée.

latéralité, trop faible pour être visible sur les moins nombreux nouveau-nés nourris au lait artificiel. Ce résultat demande donc à être confirmé.

4.4.5.4 Effet du niveau d'excitation du nouveau-né

La durée des pleurs est supérieure en condition Crawli. Ce résultat s'accorde avec les résultats de la littérature sur le *stepping* et le *kicking*. Le groupe de Thelen suggère que la durée des pleurs est positivement corrélée au nombre de mouvements observés chez les nourrissons (e.g. Thelen et al. 1982). Le groupe de Siekerman a testé et montré cet effet sur le *stepping* sur tapis roulant chez le nouveau-né (Siekerman et al., 2015). Ce résultat se vérifie dans l'Etude 3, que ce soit sur le Crawli ou sur le tapis. Entre le niveau d'excitation et le nombre de mouvements, il n'est cependant pas possible de savoir si l'un est la cause de l'autre.

Bien que de nombreux sujets n'éprouvent aucune gêne notable, il est possible que quelque chose dans la condition Crawli déplaise à certains nouveau-nés et que cela augmente la durée des pleurs, elle-même augmentant alors la réponse motrice. Si c'était le cas, il s'observerait significativement plus de mouvements de jambes en Crawli que sur le tapis ce qui n'est pas le cas. Il est aussi possible que ce soit le mouvement qui fasse pleurer les nouveau-nés. Encore une fois il faut considérer le nouveau-né comme un fœtus qui change subitement d'environnement, environnement dans lequel il peut exprimer des positions en contexte gravitaire, mais surtout des extensions nouvelles et extrêmes qui lui étaient inaccessibles depuis de nombreuses semaines. Piontelli observe un état général des jambes dominé par la flexion dès 14-15 semaines de gestation, puis de rares extensions complètes des jambes jusqu'à 18-20 semaines (Piontelli, 2010). Pour ce qui est des bras, il n'est nulle part indiqué que ceux-ci expriment des extensions complètes, quel que soit l'âge du fœtus. Sur tous les schémas et toutes les photos d'échographie des deux livres de Piontelli (Piontelli, 2010, 2015) les bras du fœtus ne sont jamais en extension : soit ce mouvement n'a pas été décrit, soit il est rare, quand bien même possible dans un premier temps, puis se raréfie indéniablement, jusqu'à disparaître dans les derniers mois de gestation, comme le font les extensions complètes de jambes. Lorsque le nouveau-né fait de lui-même un mouvement d'extension complet d'un de ses membres, comme c'est souvent le cas en mobilité quadrupède, il doit probablement recevoir des retours sensoriels nouveaux, intenses et possiblement désagréables. Il est donc tout à fait envisageable, dans ce nouvel environnement, que ce soit l'expression de sa propre motricité qui le fasse pleurer. De plus, la durée des pleurs n'est pas corrélée avec le facteur Membre sur le Crawli, ainsi,

l'augmentation de la durée des pleurs sur le Crawli par rapport au tapis ne peut être la cause du nombre supérieur de mouvement de bras observé.

4.4.6 Limites de l'Etude 3

Premièrement, le nombre de sujets perdus pour l'analyse des données 3D de l'Etude 3 est élevé et pourrait être réduit pour les études futures. Notamment, la qualité des bandeaux sur lesquels sont cousus les marqueurs pourrait être améliorée, mais aussi l'attention portée sur l'ensemble des marqueurs avant le lancement de la condition, afin de perdre plus rarement le signal. Le but étant de limiter l'interpolation des coordonnées 3D des marqueurs, pour obtenir un signal correspondant parfaitement à la réalité du mouvement mesuré.

Deuxièmement, le choix a été fait ici de garder les sujets pour lesquels aucun mouvement des membres n'a été observé, du moment que les sujets sont éveillés sur les deux conditions. Ce choix se justifie par le désir de représenter au mieux, par l'échantillon de l'Etude 3, l'ensemble des réponses motrices possibles à cet âge, en l'absence de stimulation extérieure. L'absence de mouvement étant une réponse non négligeable, pendant un temps aussi court qu'une minute, il est important qu'elle soit présente dans l'analyse. Toutefois la distribution des variables liées aux quantités de mouvement des membres (nombre de mouvements et score 3D) peut, parfois ne pas être gaussienne. Ces distributions non-gaussiennes se remarquent surtout dans la catégorie des mouvements de Kick/Pump, et des transformations de données⁴² ne suffisent pas à les normaliser. Les tests non paramétriques n'existant pas en mesure répétée, il a été choisi, devant la force des significativités obtenues, de s'en tenir aux résultats des ANOVA. De plus, par ce choix de garder tous les sujets, quel que soit leur niveau de réponse motrice, il s'observe des différences importantes entre le nombre de sujets dans l'analyse quantitative des mouvements et le nombre de sujets dans les analyses qualitatives sur les durées, amplitudes, vitesses maximales et co-activations⁴³.

Par ailleurs, les analyses statistiques ont été faites en deux temps car l'ANCOVA affecte les valeurs de p des effets intra-sujets de la variable dépendante. Toutefois il aurait été possible de centrer les

⁴² e.g. $v'=\text{racine}(v)$ ou $v'=\log(v)+x$ (où v est la variable à transformer)

⁴³ Puisqu'un nombre de mouvements égal à zéro dans un des facteurs intra-sujet observé, conduit à une absence de donnée qualitative voir (4.3.2.2 page 173)

valeurs des prédicteurs continus en retranchant la moyenne de la variable indépendante sur l'ensemble des observations, afin de conserver les effets des facteurs intra-sujet, comme l'on démontré Harold Delaney et Scott Maxwell (Delaney & Maxwell, 1981).

Enfin, l'effet du type d'alimentation étant un effet inattendu, les populations de nouveau-nés nourris au sein et de nouveau-nés nourris aux biberons ne sont pas homogènes en nombre. En effet les mamans de la maternité font majoritairement le choix d'allaiter leur nouveau-né et cette dissymétrie de population reflète ce choix. Il sera important d'essayer de recruter autant de nouveau-nés dans chacune de ces deux populations dans les études futures, ou bien d'exclure l'une des deux.

4.4.7 Conclusion

L'Etude 3 valide le dispositif du Crawliskate décrit dans l'Etude 2 et, avant tout, sa propension à augmenter le déclenchement d'une mobilité quadrupède et propulsive. Il est important de noter que cet outil est bien accepté par les parents, ceux des deux nouveau-nés sur 103 testés qui ont manifesté le souhait d'interrompre le test ne l'on pas fait explicitement à cause du Crawli mais probablement plus à cause d'un état de stress général lié à l'ensemble du protocole expérimental.

Ainsi grâce à l'Etude 2, l'Etude 3 répond aux questions posées par l'Etude 1 quant au rôle des bras dans la mobilité quadrupède du nouveau-né. L'Etude 3 montre comment le simple fait de lever les contraintes biomécaniques subies normalement par les bras permet d'annuler les différences observées dans l'Etude 1 entre les membres supérieurs et les membres inférieurs. Les mouvements des membres sont alors similaires par leur nature potentiellement propulsive, leur nombre et leur durée, et les quatre membres sont deux à deux plus co-activés.

Les précisions qu'apporte la capture optique du mouvement en trois dimensions sont sans pareil dans la littérature sur le sujet et permettent de mettre en évidence des différences plus fines entre les mouvements de jambes et de bras. Il apparaît que les mouvements potentiellement locomoteurs (les Step) des jambes atteignent des vitesses plus importantes et sont de plus grande amplitude que les mouvements de bras alors qu'ils ne sont pas plus longs en durée, ce qui dénote une puissance supérieure des membres inférieurs dès la naissance.

La grande quantité de mesures recueillie dans l'Etude 3 sur une population typique permet dès lors de disposer d'une base de données conséquente pour toute étude future.

Avec ce dispositif, il sera possible de répondre aussi à la question laissée en suspens dans l'Etude 1 qui est de savoir si un couplage visio-moteur est aussi présent sur les mouvements de bras à la naissance, comme il l'est sur les jambes.

L'Etude 3 a permis de répondre à plusieurs questions restées floues dans la littérature, sur les capacités du nouveau-né à se déplacer en mobilité quadrupède. Il reste à savoir si ces capacités se maintiennent au cours du développement, question qui sera traitée dans l'Etude 4.

5 Etude 4 : Développement de la mobilité ventrale

5.1 Introduction

Les Etudes 1 et 3 permettent de mettre en évidence l'existence d'une mobilité quadrupède qui peut être complète et propulsive dès la naissance, au sein de laquelle les jambes et les bras semblent autant impliqués, pour peu que l'on offre au nouveau-né un contexte environnemental adapté, par l'intermédiaire du Crawli. Cependant le développement de ce comportement est incertain : les différents auteurs semblent majoritairement observer une diminution de cette mobilité à deux mois avec une disparition à trois mois⁴⁴. Les auteurs principaux qui ont étudié en détail le développement de la mobilité ventrale observent une évolution, avec une longue phase sans mouvement locomoteur mais jamais d'arrêt complet de toute activité motrice (Gesell & Ames, 1940; McGraw, 1941).

L'Etude 4 permet de comparer les résultats observés sur les nouveau-nés de l'Etude 3 avec des groupes de sujets plus âgés, afin de comprendre plus précisément la nature du comportement observé à la naissance, de définir dans quelle mesure celui-ci se développe au cours des 6 premiers mois de vie et comment il peut être potentiellement lié à la marche à quatre pattes mature. Les objectifs principaux de cette étude sont :

- De déterminer précisément s'il y a disparition de la mobilité quadrupède complète, mais aussi propulsive, au cours du développement, avec ou sans Crawli
- De déterminer la nature des modifications quantitatives et qualitatives de la mobilité quadrupède au cours du développement, avec ou sans Crawli

Le développement de ce comportement dans les 6 premiers mois de vie n'ayant pas été étudié en détail depuis les années 1940, l'Etude 4 permettra d'obtenir des données cinématiques précises sur les mouvements produits et leur évolution au cours des mois. Pour ce faire les enfants seront testés aux alentours :

- De la fin du deuxième mois, qui est l'âge où le *stepping* commence à disparaître
- De trois mois, qui est l'âge où disparaît la mobilité quadrupède d'après plusieurs auteurs

⁴⁴ Voir Introduction section 1.5.1 page 51

- De cinq mois, qui est l'âge où ne s'observe plus de mouvements possiblement locomoteurs en position ventrale et où recommence à s'observer des mouvements de *stepping* érigé (McGraw, 1940, 1941)

Enfin, cette étude permettra de répondre aux questions que soulève l'Etude 3, quant aux différences de motricité observées selon le type d'alimentation, le temps depuis la dernière tétée et l'âge du terme de l'enfant.

5.2 Matériel et méthode

5.2.1 Recrutement des sujets

Quand bien même les tests se déroulent à partir du deuxième mois de vie, le recrutement des sujets de cette étude s'est effectué au moment de leur naissance à la maternité Cochin, auprès de leur famille. Les sujets testés à la fin du deuxième mois peuvent, ou non, avoir été testés à la naissance (voir section suivante).

Les critères d'inclusion sont rigoureusement les mêmes que ceux de l'Etude 3. La procédure de recrutement se déroule elle aussi de la même manière, à l'exception du formulaire de consentement qui n'est pas forcément signé à la naissance, mais qui doit être signé au Babylab, avant chaque test.

Certains sujets de l'Etude 4 ont également participé à l'Etude 3.

5.2.2 Population

Pour la réalisation de cette expérience trois populations ont été testées :

- Population j50 : 34 sujets (20 filles et 14 garçons) testés aux alentours de la fin du deuxième mois (50 jours), dont 20 ayant déjà été testés à la naissance, dans l'Etude 3
- Population j100 : 18 sujets (10 filles et 8 garçons) testés aux alentours de trois mois (100 jours), tous ayant appartenu à la population j50
- Population j150 : 10 sujets (5 filles et 5 garçons) testés à cinq mois (150 jours), tous ayant appartenu aux populations j50 et j100

Les caractéristiques des trois populations sont présentées dans le Tableau 28 qui suit.

Population	Age (j)	Terme (j)	Poids (g)	Taille (cm)	PC (cm)
j50 (34 sujets)	52,62 8,29	277,1 7,59	3419 467,1	50,67 2,26	35,10 1,36
j100 (18 sujets)	97,33 8,52	279,7 6,97	6117 647,7	61,18 1,92	40,59 1,30
j150 (10 sujets)	158,50 12,55	278,8 7,93	7452 820,3	66,11 2,68	43,19 2,02

Tableau 28 : Caractéristiques des sujets de l'Etude 4 par population (l'âge est celui du nouveau-né au moment du test et le poids, la taille et le PC (périmètre crânien) sont mesurés à la naissance)

5.2.3 Matériel

Le matériel utilisé est le même que pour l'Etude 3. Toutefois, pour la population j100 et la population j150, deux nouveaux CrawliSkates ont été construits. Leur composition et processus de fabrication sont rigoureusement identiques au Crawli fabriqué pour l'Etude 3, à l'exception des dimensions, qui ont été multipliées par 1.2 pour le Crawli j100 et par 1.4 pour le Crawli j150 (voir Figure 66). De plus, il a été ajouté des roulettes, afin de mieux répartir le poids de l'enfant qui augmente avec l'âge.



Figure 66 : Photo des trois CrawliSkates utilisés, de gauche à droite, pour les populations j50, j100 et j150

Les tailles des Crawli sont définies comme suit :

- Le Crawli adapté au nouveau-né et aux enfants de la fin du deuxième mois est de Taille 1
- Le Crawli adapté à la population j100 est de Taille 2 et possède une roulette de plus que le Crawli de Taille 1
- Le Crawli adapté à la population j150 est de Taille 3 et possède une roulette de plus que le Crawli de Taille 2

5.2.4 Protocole expérimental

Le protocole expérimental de l'Etude 4 est le même que celui de l'Etude 3. Toutefois, certains sujets de la population j50 ont été testés deux fois, avant et après la tétée, afin de contrôler les effets attribués au temps depuis la dernière tétée obtenus dans l'Etude 3. Ainsi 11 sujets ont été testés en condition Crawli et Tapis et 23 sujets ont été testés en conditions CrawliPre, CrawliPost, TapisPre et TapisPost, le Pre symbolisant la condition passée avant la tétée (préprandial) et le Post symbolisant la condition passée après la tétée (postprandial).

5.2.5 Procédure

La procédure est la même que pour l'Etude 3. Pour les parents qui acceptent que leur enfant soit testé deux fois, après la passation des deux premières conditions, la maman est laissée seule avec son enfant dans une pièce attenante au Babylab pour le temps de la tétée, puis les deux conditions sont de nouveau passées. Les enfants qui n'ont pas passé les quatre conditions n'étaient pas dans un état de faim, permettant la prise d'une tétée après la deuxième condition.

5.2.6 Traitements des données

5.2.6.1 Données propres à l'Etude 4

Les protocoles de codage et de recodage des pleurs et des mouvements sont les mêmes que pour l'Etude 3. De même pour l'analyse de la co-activation.

L'obtention et le traitement des données 3D s'effectuent exactement de la même manière que dans l'Etude 3.

L'analyse statistique se fait aussi de la même façon pour les facteurs intra-sujets que dans l'Etude 3. Toutefois pour la population j50, deux groupes sont créés :

- Le **Groupe A**, contenant seulement les 23 sujets qui ont effectué quatre conditions et pour lequel est ajouté un facteur intra-sujet Tétée à deux niveaux (Pré et Post). Seul l'effet de ce facteur Tétée et les effets d'interaction possible avec d'autres facteurs est traité sur cette population.
- Le **Groupe B**, contenant les sujets qui ont effectué quatre conditions mais en ne gardant que leur deux premières (avant la tétée), plus les sujets n'ayant effectués que deux conditions, (temps depuis la dernière tétée variable). Tous les effets significatifs majeurs sont traités sur cette population qui contient donc l'ensemble des sujets, qui sont au nombre de 34.

Pour ce qui est de l'effet des variables indépendantes, seul l'âge du terme et le type d'alimentation reçu à la naissance (nourris au sein ou au biberon) ou reçu à l'âge du test (nourris au sein, au biberon ou mixte) ont été testés par une ANCOVA sur le groupe B de la population j50, l'âge du terme en prédicteur continu, le type d'alimentation reçu à la naissance (19 sujets au sein et 15 au biberon) et le type d'alimentation reçu à l'âge du test (12 sujets au sein, 15 au biberon et 7 mixte) en prédicteurs catégoriels.

Comme il a été fait dans l'Etude 3, l'interaction entre la durée des pleurs en le nombre de mouvements est aussi contrôlé par une ANCOVA à mesures répétées effectuée sur le nombre de mouvements produit, pour chacune des conditions prise dans une analyse séparée, avec la durée des pleurs dans la condition en covariable.

L'Etude 4 contient un grand nombre de résultats, particulièrement pour les résultats relatifs au codage des mouvements des membres, c'est pourquoi, comme pour l'Etude 3, un tableau de synthèse est donné pour ces résultats en section 5.3.7 page 249.

5.2.6.2 Mise en commun des données de l'Etude 4 et de l'Etude 3

Afin de compléter l'analyse du développement, les données de cette étude et de l'Etude 3 sont mises en commun pour deux analyses différentes, qui sont des analyses graphiques uniquement.

Premièrement, une analyse transversale dont la **population P1** est composée des sujets de l'Etude 1 (91), des sujets de la population j50 (34), des sujets de la population j100 (18), et des sujets de la population j150 (10), pour un total de 153 observations effectuées entre 1 et 186 jours de vie sur 106 sujets différents, (certains des sujets participant à plusieurs des populations de l'Etude 4 et/ou à l'Etude 3)

Deuxièmement, une analyse longitudinale est effectuée sur la **population P2** composée des 7 sujets qui ont été testés à la naissance dans l'Etude 3 ainsi qu'à la fin du deuxième mois, à trois mois et à cinq mois dans la présente étude.

Sur les populations P1 et P2, seule est effectuée une étude graphique de l'évolution du nombre de mouvements en fonction de l'âge.

5.3 Résultats

5.3.1 Durée des pleurs

Le Tableau 29 ci-dessous, contient la durée des pleurs par condition pour l'ensemble des populations et sous-groupes de l'Etude 4, les analyses statistiques sont présentées à la suite, pour chaque population.

		Crawli	Tapis
j50 Groupe A	Pre	49,2 <i>18,3</i>	33,7 <i>25,3</i>
	Post	32,0 <i>27,1</i>	17,4 <i>24,2</i>
j50 Groupe B		48,1 <i>18,3</i>	32,3 <i>26,1</i>
j100		40,1 <i>21,9</i>	17,4 <i>22,2</i>
j150		19,4 <i>28,3</i>	5,8 <i>16,2</i>

Tableau 29 : Durée des pleurs en secondes et par condition, pour les populations et sous-groupes de l'Etude 4

5.3.1.1 Population j50

5.3.1.1.1 Groupe A

L'ANOVA à mesures répétées conduite sur la durée des pleurs, avec les facteurs intra-sujets Tétée et Condition, révèle un effet de la prise alimentaire ($F(1,22)=8.95$, $p=0.006$) avec plus de pleurs en postprandial qu'en préprandial.

5.3.1.1.2 Groupe B

Un test du t de Student apparié et bilatéral indique que s'observe plus de pleurs en condition Crawli qu'en condition Tapis ($p=0.001$).

5.3.1.2 Population j100

Un test du t de Student apparié et bilatéral indique que s'observe plus de pleurs en condition Crawli qu'en condition Tapis ($p=0.004$).

5.3.1.3 Population j150

Un test du t de Student apparié et bilatéral ne révèle aucune différence significative sur les pleurs en Tapis ou Crawli.

5.3.2 Nombre de mouvements

5.3.2.1 Population j50

5.3.2.1.1 Groupe A

Le Tableau 30 ci-dessous contient le nombre de mouvements observé sur le Groupe A de la population j50.

	Pre				Post			
	Crawli		Tapis		Crawli		Tapis	
	Jambe	Bras	Jambe	Bras	Jambe	Bras	Jambe	Bras
Step	15,10	13,40	18,12	6,38	10,79	10,59	11,71	5,57
	6,3	5,4	8,8	5,5	7,5	6,7	8,9	3,3
Kick	1,34	4,12	2,61	4,10	1,70	3,79	2,15	3,73
	1,7	2,7	2,9	3,2	2,4	3,0	2,8	3,5

Tableau 30 : Nombre de mouvements observé sur 23 sujets (flexion ou extension, à gauche ou à droite) avant et après la tétée, par condition, par catégorie et sur les jambes et les bras.

L'ANOVA à mesures répétées, conduite sur le nombre de mouvements observé avec les facteurs intra-sujets Tétée, Condition, Catégorie, Membre, Modalité et Latéralité, révèle plusieurs effets, mais seulement les effets relatifs à la prise de la tétée sont présentés, les autres étant semblables aux résultats de l'analyse du Groupe B.

L'ANOVA révèle :

- Un effet significatif du facteur Tétée ($F(1,22)=9.54$, $p=0.005$) avec plus de mouvements préprandiaux que postprandiaux
- Un effet d'interaction entre le facteur Tétée et le facteur Catégorie ($F(1,22)=8.81$, $p=0.007$)
- Un effet d'interaction entre le facteur Tétée et le facteur Membre ($F(1,22)=4.87$, $p=0.038$)

Une analyse post hoc⁴⁵ révèle que le fait d'avoir été allaité longtemps avant le test (situation préprandiale) augmente le nombre de mouvements de Step ($p<0.001$) mais aussi le nombre de mouvements de jambes ($p=0.001$) chez les sujets.

5.3.2.1.2 Groupe B

Le Tableau 31 ci-dessous contient les nombres de mouvements observés sur le Groupe B de la population j50.

	Crawli		Tapis	
	Jambe	Bras	Jambe	Bras
Step	14,29 6,0	14,40 5,1	15,82 8,9	6,71 5,4
Kick	1,31 1,7	5,16 3,2	2,21 2,6	4,97 4,0

Tableau 31 : Nombre de mouvements observés sur 34 sujets (flexion ou extension, à gauche ou à droite), par condition, par catégorie et sur les jambes et les bras.

L'ANOVA à mesures répétées, conduite sur le nombre de mouvements observés, avec les facteurs intra-sujets Condition, Catégorie, Membre, Modalité et Latéralité, révèle plusieurs effets :

- Un effet du facteur Condition ($F(1,33)=5.11$, $p=0.030$) avec plus de mouvements en condition Crawli qu'en condition Tapis

⁴⁵ Rappel : analyse effectuée par le test du HSD de Tukey, comme dans tout le document

- Un effet du facteur Catégorie ($F(1,33)=137.6$, $p<0.001$) avec plus de mouvements de Step que de Kick/Pump (voir Figure 67)
- Un effet d'interaction des facteurs Catégorie et Modalité ($F(1,33)=16.10$, $p<0.001$)
- Un effet d'interaction entre les facteurs Catégorie, Condition et Membre ($F(1,33)=34.3$, $p<0.001$)

Une analyse post hoc révèle que :

- Les mouvements de Step de bras en condition Tapis sont moins nombreux que ceux de Step de jambes ($p<0.001$) mais aussi que ceux de Step de jambes en condition Crawli ($p<0.001$) et ceux de Step de bras en condition Crawli ($p<0.001$) (voir Figure 67)
- La condition Tapis génère plus de mouvements de Kick que la condition Crawli, que ce soit pour les jambes ($p<0.001$) ou pour les bras ($p=0.007$) (voir Figure 67)
- Les extensions de Step sont plus nombreuses que les flexions de Step ($p=0.029$) alors que les extensions de Kick/Pump sont moins nombreuses que les flexions de Kick/Pump ($p=0.046$)

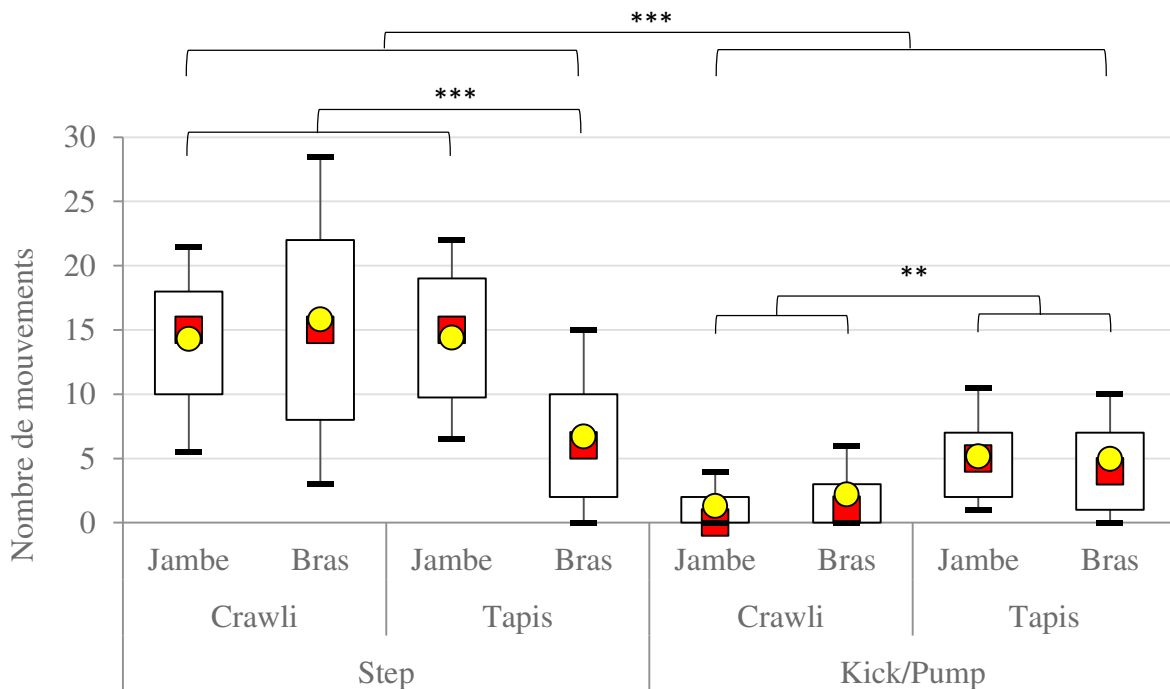


Figure 67 : Nombre de mouvements de jambes et de bras (flexion ou extension, à gauche ou à droite) observés pour chaque condition et pour chaque catégorie, sur le Groupe B de la population j50

L'ANOVA ne révèle pas d'effet franc de la latéralité ni de la modalité.

Variable indépendantes

L'ANCOVA à mesures répétées, avec les facteurs intra-sujets précédents, révèle un effet de l'âge du terme ($F(1,32)=5.57$, $p=0.024$) sur le nombre de mouvements (voir Figure 68), mais pas d'effet du type d'alimentation (qui n'a donc pas été mis en covariable dans l'analyse).

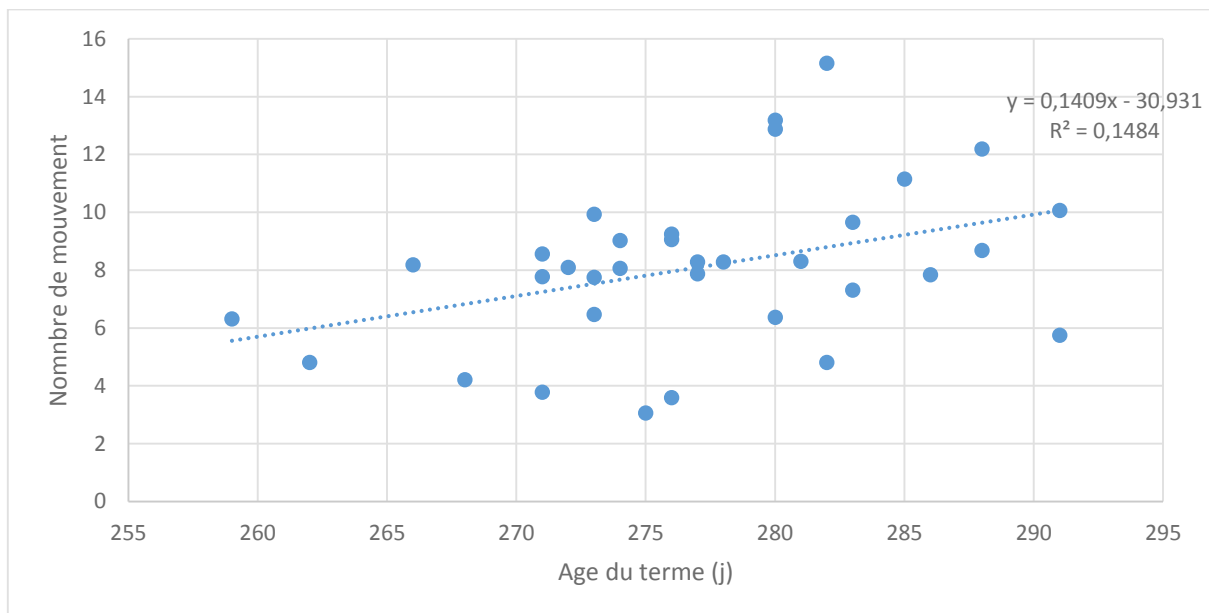


Figure 68 : Moyenne du nombre de mouvements observé (flexion ou extension, à gauche ou à droite, en Crawli ou en Tapis, de Step ou de Kick/Pump, sur les bras ou sur les jambes) selon l'âge du terme

Le calcul de la courbe de régression linéaire révèle une corrélation positive entre le nombre de mouvements observés et l'âge du terme.

Durée des pleurs

L'ANCOVA à mesures répétées effectuée sur la condition Crawli avec la durée des pleurs en covariable et les facteurs intra-sujets Catégorie, Membre, Modalité et Latéralité ne révèle aucun effet de la durée des pleurs sur le nombre de mouvements.

L'ANCOVA à mesures répétées effectuée sur la condition Tapis avec la durée des pleurs en covariable et les facteurs intra-sujets Catégorie, Membre, Modalité et Latéralité révèle un effet de la durée des pleurs ($F(1,32)=28.8, p<0.001$). Elle révèle aussi un effet d'interaction entre la durée des pleurs et le facteur Catégorie ($F(1,32)=13.8, p<0.001$), indiquant une augmentation de la durée des pleurs avec le nombre de mouvements de Step.

5.3.2.2 Population j100

Le Tableau 32 ci-dessous contient le nombre de mouvements par condition observé pour la population j100.

	Crawli		Tapis	
	Jambe	Bras	Jambe	Bras
Step	6,96 5,4	10,19 3,4	6,35 5,2	5 3,9
Kick	8,75 3,9	5,4 3,1	12,26 4,5	6 3,3

Tableau 32 : Nombre de mouvements observés sur 18 sujets (flexion ou extension, à gauche ou à droite), par condition, par catégorie et sur les jambes et les bras.

L'ANOVA à mesures répétées, conduite sur le nombre de mouvements observé avec les facteurs intra-sujets Condition, Catégorie, Membre, Modalité et Latéralité, révèle plusieurs effets, ceux-ci seront présentés en trois sous-parties.

5.3.2.2.1 Catégorie

L'ANOVA révèle un effet d'interaction entre le facteur Catégorie et le facteur Condition ($F(1,17)=27.8, p<0.001$)

Une analyse post hoc révèle qu'il s'observe plus de mouvements de Step en Crawli qu'en Tapis ($p=0.002$) et plus de mouvements de Kick/Pump en Tapis qu'en Crawli ($p=0.03$). Aussi au sein même de la condition Tapis s'observe plus de mouvements de Kick/Pump que de Step (voir Figure 69).

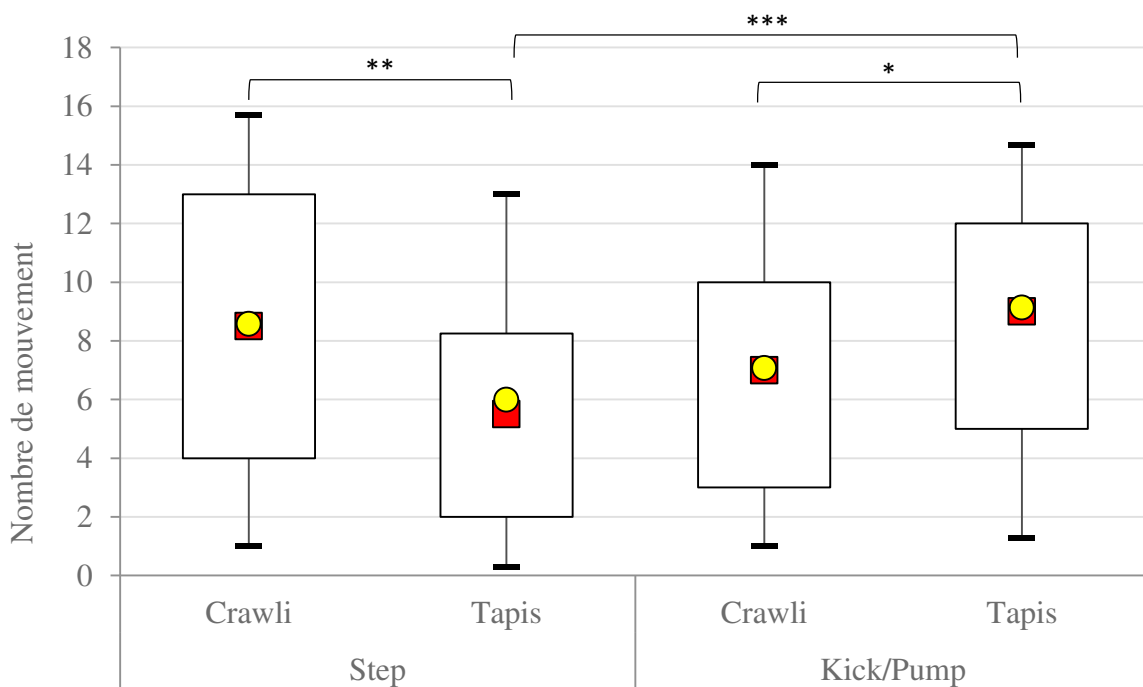


Figure 69 : Nombre de mouvements (flexion ou extension, à gauche ou à droite, sur les jambes ou sur les bras) par condition et par catégorie, sur la population j100

5.3.2.2.2 Membre

L'ANOVA révèle une interaction entre le facteur Condition et le facteur Membre ($F(1,17)=19.6, p<0.001$).

Une analyse post hoc révèle que les mouvements de bras sont plus nombreux en Crawli qu'en Tapis ($p=0.006$) et qu'en condition Tapis les mouvements de jambes sont plus nombreux que les mouvements de bras ($p<0.001$) (voir Figure 70).

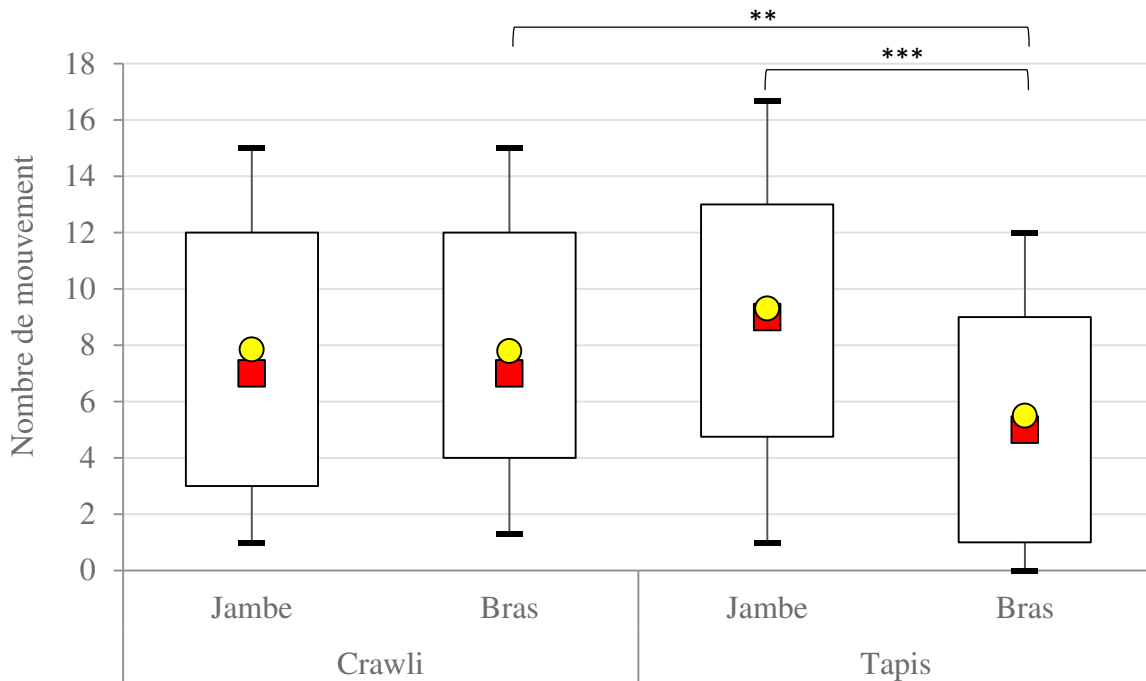


Figure 70 : Nombre de mouvements observés (flexion ou extension, à gauche ou à droite, Step ou Kick/Pump) de jambes et de bras par condition sur la population j100.

L'ANOVA révèle une interaction entre le facteur Catégorie et le facteur Membre ($F(1,17)=16.9$, $p<0.001$).

Une analyse post hoc révèle que les mouvements de Kick de jambes sont plus nombreux que ceux de Step de jambes ($p=0.006$), de Pump de bras ($p<0.001$), et de Step de bras ($p=0.041$) (voir Figure 71).

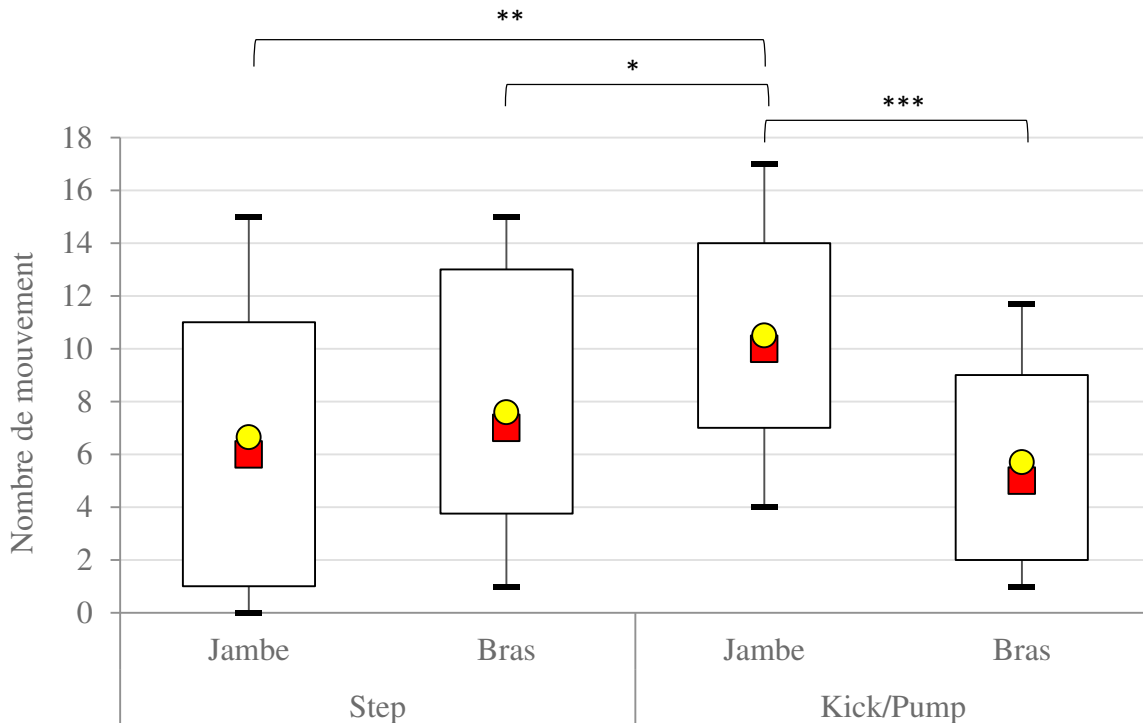


Figure 71 : Nombre de mouvements observés (flexion ou extension, à gauche ou à droite, en Crawli ou en tapis) par catégorie pour les bras et les jambes, sur la population j100

5.3.2.2.3 Modalité et Latéralité

L'ANOVA révèle aussi :

- Une interaction entre les facteurs Catégorie et Modalité ($F(1,17)=6.43, p=0.021$)
- Une interaction entre les facteurs Catégorie, Membre et Modalité ($F(1,17)=35.4, p<0.001$)
- Une interaction entre les facteurs Condition, Modalité et Latéralité ($F(1,17)=10.38, p=0.005$)

Une analyse post hoc révèle :

- Une tendance pour un plus grand nombre d'extensions de Step que de flexions de Step ($p=0.057$)
- Significativement plus d'extensions de Kick de jambes que de flexions ($p=0.002$) et plus de flexions de Pump de bras que d'extensions ($p<0.001$)

- Significativement plus d'extensions à droite qu'à gauche ($p < 0.001$) en Crawli
- Significativement plus d'extensions à droite qu'à gauche ($p = 0.001$), mais également plus de flexions à droite qu'à gauche ($p = 0.014$) en Tapis

5.3.2.3 Population j150

Le Tableau 33 ci-dessous contient les nombres de mouvements observés pour la population j150.

	Crawli		Tapis	
	Jambe	Bras	Jambe	Bras
Step	6,68 <i>6,7</i>	7,05 <i>3,7</i>	2,43 <i>1,7</i>	3,10 <i>2,0</i>
Kick	14,00 <i>5,1</i>	5,85 <i>4,0</i>	20,70 <i>16,8</i>	6,23 <i>2,7</i>

Tableau 33 : Nombre de mouvements observés sur 10 sujets (flexion ou extension, à gauche ou à droite), par catégorie et sur les jambes et les bras

L'ANOVA à mesures répétées, conduite sur le nombre de mouvements observés, avec les facteurs intra-sujets Condition, Catégorie, Membre, Modalité et Latéralité, révèle plusieurs effets, ceux-ci seront présentés en trois sous-parties.

5.3.2.3.1 Catégorie

L'ANOVA révèle un effet d'interaction entre le facteur Catégorie et le facteur Condition ($F(1,9) = 9.16$, $p = 0.014$).

Une analyse post hoc révèle que les mouvements de Kick sont plus nombreux que ceux de Step en condition Tapis ($p = 0.001$) (voir Figure 72).

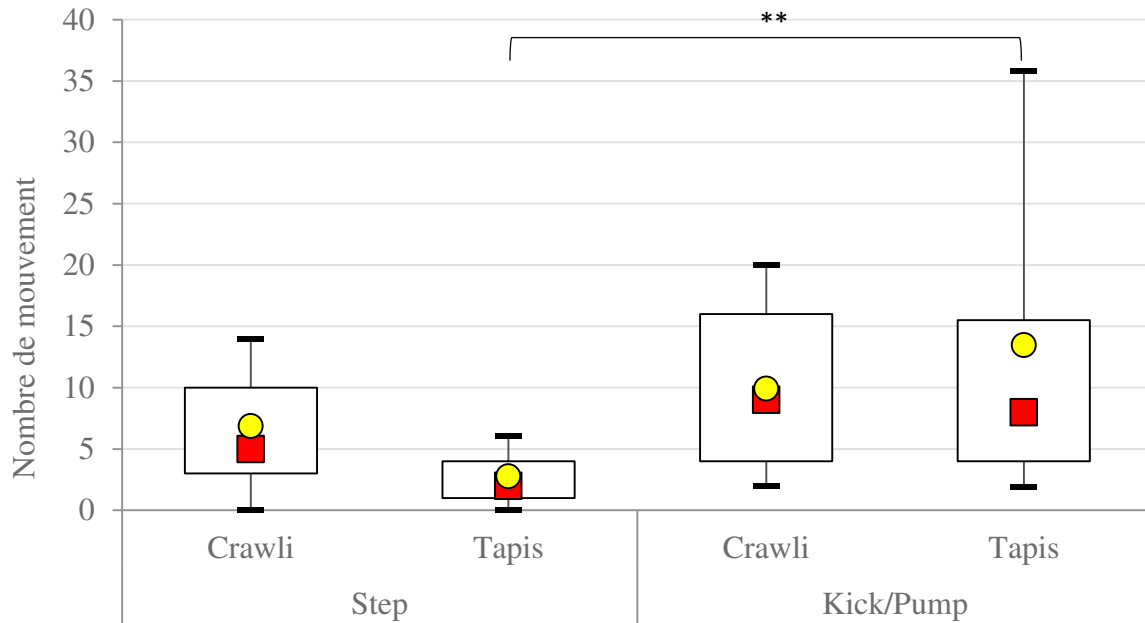


Figure 72 : Nombre de mouvements observés (flexion ou extension, à gauche ou à droite, sur les jambes ou les bras), par condition et par catégorie, sur la population j150

5.3.2.3.2 Membre

L'ANOVA révèle un effet significatif d'interaction entre les facteurs Catégorie et Membre ($F(1,9)=17.10, p=0.002$).

Un test post hoc révèle que le nombre de mouvements de Kick de jambes est significativement supérieur à celui des Step de jambes ($p<0.001$) et des Pump de bras ($p=0.002$) (voir Figure 73).

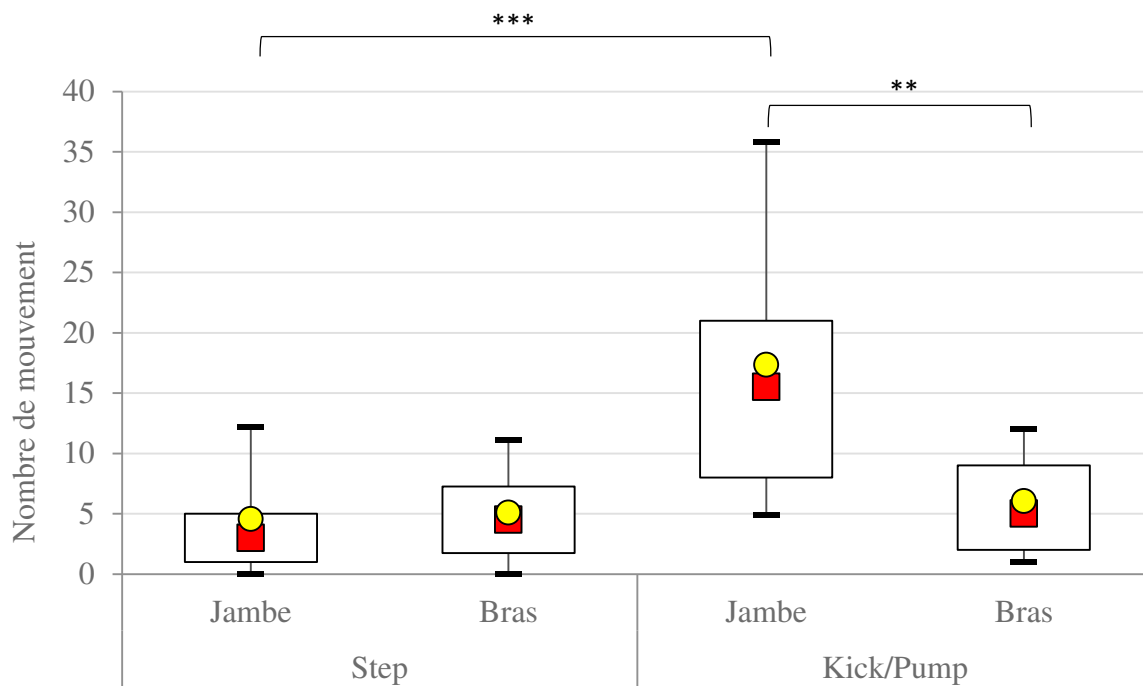


Figure 73 : Nombre de mouvements observés (flexion ou extension, à gauche ou à droite, en Crawli ou en tapis), par catégorie sur les jambes et les bras, sur la population j150

5.3.2.3.3 Modalité et Latéralité

L'ANOVA révèle un effet significatif d'interaction entre les facteurs Catégorie, Membre et Modalité ($F(1,9)=7.88, p=0.020$).

Un test post hoc révèle que le nombre de flexions est significativement supérieur au nombre d'extension pour les Pump de bras ($p=0.046$).

L'ANOVA ne révèle aucun effet de latéralité.

5.3.3 Durée

De la même façon que pour l'Etude 3 il n'est pas possible de faire des ANOVA à mesures répétées sur l'ensemble des facteurs car des valeurs sont manquantes lorsqu'aucun mouvement n'a été observé pour une condition, une catégorie, un membre, une modalité ou une latéralité donnée. Ainsi les analyses des durées mais aussi des amplitudes et des vitesses maximales ont été faite en deux temps, premièrement en groupant les deux modalités et les deux latéralités, et deuxièmement en prenant uniquement les mouvements de Step et/ou uniquement les mouvements de Kick/Pump.

5.3.3.1 Population j50

5.3.3.1.1 Groupe A

5.3.3.1.1.1 Modalité et latéralité confondues

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 11 sujets avec les facteurs intra-sujets Tétée, Catégorie, Condition et Membre ne révèle pas d'effet général de la tétée sur la durée des mouvements.

5.3.3.1.1.2 Mouvements de Step uniquement

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 12 sujets avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Modalité et Latéralité révèle un effet d'interaction entre le facteur Tétée et le facteur Membre ($F(1,11)=8.49$, $p=0.014$).

Une analyse post hoc révèle que la durée des mouvements de Step de bras en postprandial est plus courte que celle des jambes en postprandial ($p=0.004$), mais aussi plus courte que celle des mouvements de Step de bras ($p=0.004$) et de jambes ($p=0.002$) en préprandial.

5.3.3.1.2 Groupe B

5.3.3.1.2.1 Modalité et latéralité confondues

Le Tableau 34 ci-dessous contient les durées des mouvements calculées pour le Groupe B de la population j50, modalité et latéralité confondues.

	Crawli		Tapis	
	Jambe	Bras	Jambe	Bras
Step	0,61 <i>0,1</i>	0,60 <i>0,1</i>	0,66 <i>0,2</i>	0,55 <i>0,2</i>
Kick	0,47 <i>0,2</i>	0,43 <i>0,1</i>	0,51 <i>0,2</i>	0,41 <i>0,1</i>

Tableau 34 : Durée calculée en secondes des mouvements observé sur 22 sujets (flexion ou extension, à gauche ou à droite), par condition, par catégorie et sur les jambes et les bras

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 22 sujets avec les facteurs intra-sujets Catégorie, Condition et Membre révèle un effet du facteur Catégorie ($F(1,21)=39.9$, $p<0.001$) avec des mouvements plus courts dans la catégorie des Kick/Pump.

L'effet d'interaction entre le facteur Condition et le facteur Membre ne montre qu'une faible tendance ($F(1,21)=3.14$, $p=0.090$), cependant un test post hoc révèle que la durée des mouvements de bras est inférieure à celle des jambes, mais seulement pour la condition Tapis ($p=0.018$).

L'ANCOVA à mesures répétées avec les facteurs intra-sujets précédents ne révèle aucun effet principal des différentes variables indépendantes.

5.3.3.1.2.2 Mouvements de Step uniquement

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 26 sujets avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Modalité et Latéralité révèle :

- Un effet du facteur Membre ($F(1,25)=4.76$, $p=0.038$) avec des mouvements de Step de jambes plus long que ceux de Step de bras
- Une interaction des facteurs Membre et Modalité ($F(1,25)=4.65$, $p=0.040$)
- Une interaction des facteurs Condition, Membre et Modalité ($F(1,25)=16.6$, $p<0.001$)

Une analyse post hoc révèle que les extensions sont plus longues que les flexions pour les Step de jambes dans la condition Crawli ($p<0.001$) et que les flexions de Step de jambes en Crawli sont plus courtes qu'en Tapis ($p=0.004$) (voir Figure 74).

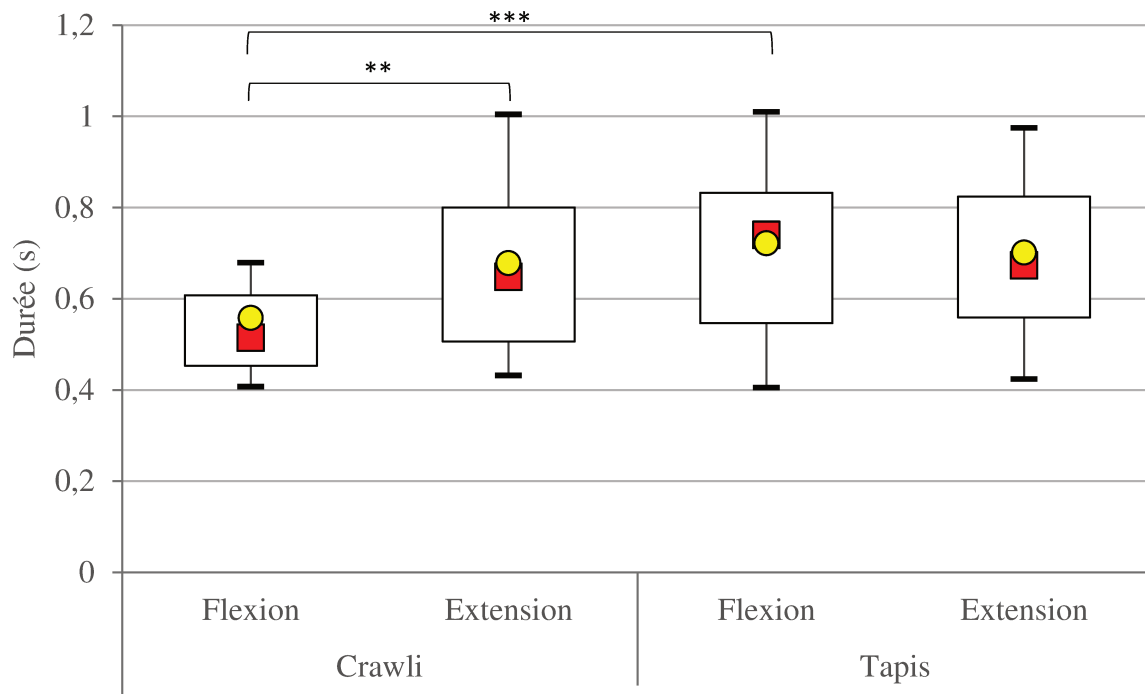


Figure 74 : Durées des mouvements de Step de jambes (à gauche ou à droite) calculées en secondes par modalité (flexion et extension) et par condition, sur le Groupe B de la population j50

L'ANCOVA à mesures répétées avec les facteurs intra-sujets précédents ne révèle aucun effet principal des différentes variables indépendantes.

5.3.3.2 Population j100

5.3.3.2.1 Modalité et Latéralité confondues

Le Tableau 35 ci-dessous contient les durées des mouvements calculées pour la population j100, modalité et latéralité confondues.

	Crawli		Tapis	
	Jambe	Bras	Jambe	Bras
Step	0,57 <i>0,2</i>	0,64 <i>0,2</i>	0,62 <i>0,2</i>	0,58 <i>0,3</i>
Kick	0,49 <i>0,1</i>	0,45 <i>0,1</i>	0,49 <i>0,1</i>	0,55 <i>0,2</i>

Tableau 35 : Durée calculée en secondes des mouvements observé sur 18 sujets (flexion ou extension, à gauche ou à droite), par condition, par catégorie et sur les jambes et les bras

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 18 sujets avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre et Catégorie révèle :

- Un effet du facteur Catégorie ($F(1,17)=12.6$, $p=0.002$) avec des durées plus courtes pour les mouvements de Kick/Pump par rapport au mouvements de Step
- Un effet d'interaction entre les facteurs Condition, Membre et Catégorie ($F(1,17)=5.17$, $p=0.036$)

Une analyse post hoc révèle que les Pump de bras sont significativement plus courts que les Step de bras, uniquement en condition Crawli ($p=0.006$).

5.3.3.2.2 Step uniquement

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 6 sujets avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre et Catégorie révèle :

- Un effet significatif d'interaction entre les facteurs Membre et Modalité ($F(1,5)=9.07$, $p=0.029$)
- Un effet significatif d'interaction entre les facteurs Condition, Modalité et Latéralité ($F(1,5)=13.6$, $p=0.014$)

Une analyse post hoc révèle :

- Que les durées des extensions de Step de jambes sont plus longues que les flexions de Step de jambes ($p=0.022$) mais aussi plus longues que les flexions ($p=0.032$) et les extensions ($p=0.042$) de Step de bras

- Que les durées des extensions de Step en condition Tapis sont plus longues à droite qu'à gauche

5.3.3.2.3 Kick/Pump uniquement

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 13 sujets, avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre et Catégorie, révèle un effet significatif de la condition ($F(1,12)=7.95$, $p=0.015$) avec des mouvements de Kick plus courts en condition Crawli qu'en condition Tapis.

5.3.3.3 Population j150

5.3.3.3.1 Modalité et Latéralité confondues

Le Tableau 36 ci-dessous contient les durées de mouvements calculées pour la population j150, modalité et latéralité confondues.

	Crawli		Tapis	
	Jambe	Bras	Jambe	Bras
Step	0,66 <i>0,2</i>	0,67 <i>0,2</i>	0,48 <i>0,1</i>	0,49 <i>0,2</i>
Kick	0,44 <i>0,1</i>	0,56 <i>0,2</i>	0,44 <i>0,1</i>	0,62 <i>0,2</i>

Tableau 36 : Durée calculée en secondes des mouvements observé sur 7 sujets (flexion ou extension, à gauche ou à droite), par condition, par catégorie et sur les jambes et les bras

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 7 sujets, avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre et Catégorie, révèle un effet d'interaction entre les facteurs Membre et Catégorie ($F(1,7)=7.87$, $p=0.030$).

Une analyse post hoc révèle que les Kick de jambes sont significativement plus courts que les Step de jambes ($p=0.045$) mais aussi plus courts que les Step de bras ($p=0.035$) et les Pump de bras ($p=0.022$).

5.3.3.3.2 Step et Kick/Pump uniquement

Step : Après avoir retiré les sujets qui ont une valeur manquante pour effectuer l'ANOVA sur les mouvements de Step uniquement avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Modalité et Latéralité, il reste seulement 3 sujets ce qui ne semble pas assez pour faire l'analyse.

Kick/Pump : L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 7 sujets avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Modalité et Latéralité ne révèle aucun résultat significatif.

5.3.4 Amplitude

5.3.4.1 Population J50

5.3.4.1.1 Groupe A

Les ANOVA à mesures répétées conduites, d'un côté avec les facteurs Modalité et Latéralité confondus effectuée sur 10 sujets, et de l'autre seulement sur les mouvements de Step effectuée sur 6 sujets, ne révèlent aucun effet significatif du facteur Tétée, ni aucune interaction avec d'autres facteurs, c'est pourquoi les effets des autres facteurs seront détaillés dans les résultats du Groupe B.

5.3.4.1.2 Groupe B

5.3.4.1.2.1 Modalité et Latéralité confondues

Le Tableau 37 ci-dessous contient les amplitudes de mouvements calculées pour le Groupe B de la population j50, modalité et latéralité confondues.

	Crawli		Tapis	
	Jambe	Bras	Jambe	Bras
Step	49,93 <i>9,9</i>	38,18 <i>8,9</i>	46,78 <i>12,1</i>	29,99 <i>8,4</i>
Kick	31,51 <i>13,3</i>	27,65 <i>10,8</i>	30,16 <i>11,5</i>	19,67 <i>7,2</i>

Tableau 37 : Amplitude calculée en millimètres des mouvements observés sur 21 sujets (flexion ou extension, à gauche ou à droite, sur l'articulation proximale ou distale), par condition, par catégorie et sur les jambes et les bras

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 21 sujets, avec les facteurs Catégorie, Condition, Membre et Articulation, révèle un effet du facteur Catégorie ($F(1,20)=100.3$, $p<0.001$) avec des mouvements de Step plus amples que les mouvements de Kick/Pump.

L'ANCOVA à mesures répétées avec les facteurs intra-sujets précédents ne révèle aucun effet du terme ou du type d'alimentation.

5.3.4.1.2.2 Step uniquement

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 21 sujets avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Articulation et Latéralité révèle :

- Un effet d'interaction entre les facteurs Condition et Membre ($F(1,20)=7.48$, $p=0.012$)
- Un effet d'interaction entre les facteurs Modalité et Membre ($F(1,20)=4.54$, $p=0.045$)
- Un effet du facteur articulation ($F(1,20)=99.57$, $p<0.001$) avec des amplitudes plus grandes des mouvements de Step pour les articulations distales⁴⁶

Une analyse post hoc révèle que :

- Les amplitudes des mouvements de Step de bras sont inférieures à celles des mouvements de Step de jambes dans les conditions Crawli ($p<0.001$) et Tapis ($p<0.001$), mais, en condition Crawli, les bras font des mouvements de Step plus amples que les bras en condition Tapis ($p<0.001$)
- Les flexions de Step de jambes sont plus amples que les extensions de Step de jambes ($p=0.004$)

L'ANCOVA à mesures répétées avec les facteurs intra-sujets précédents ne révèle aucun effet du terme ou de l'alimentation.

⁴⁶ Cet effet supérieur de l'articulation distale est toujours présent lorsque le facteur Articulation est pris en compte dans l'analyse, que ce soit ici, pour les amplitudes, mais aussi dans la section sur les vitesses maximales. Ainsi il ne sera plus donné car l'effet très fort et biomécaniquement logique (voir la discussion de l'Etude 3) est toujours observé.

5.3.4.2 Population J100

5.3.4.2.1 Modalité et Latéralité confondues

Le Tableau 38 ci-dessous contient les amplitudes des mouvements calculées pour la population j100, modalité et latéralité confondues.

	Crawli		Tapis	
	Jambe	Bras	Jambe	Bras
Step	50,94 <i>20,1</i>	44,26 <i>12,9</i>	61,39 <i>16,3</i>	40,36 <i>17,6</i>
Kick	29,17 <i>7,9</i>	22,81 <i>6,3</i>	38,37 <i>7,9</i>	26,73 <i>10,0</i>

Tableau 38 : Amplitude calculée en millimètres des mouvements observé sur 18 sujets (flexion ou extension, à gauche ou à droite, sur l'articulation proximale ou distale), par condition, par catégorie et sur les jambes et les bras

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 18 sujets avec les facteurs Catégorie, Condition, Membre et Articulation révèle :

- Un effet du facteur Catégorie ($F(1.17)=106.3$, $p<0.001$) avec des amplitudes de mouvements plus grandes pour les Step que pour les Kick/Pump
- Une interaction entre les facteurs Condition et Membre ($F(1.17)=11.9$, $p=0.002$)

Une analyse post hoc révèle que :

- Les amplitudes des mouvements de jambes sont supérieures à celles des mouvements de bras dans les conditions Crawli ($p=0.021$) et Tapis ($p<0.001$), toutefois les jambes en condition Tapis font des mouvements plus amples que les jambes en condition Crawli ($p<0.001$)

5.3.4.2.2 Step uniquement

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 6 sujets, avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Articulation et Latéralité, révèle un effet du facteur Modalité ($F(1,6)=16.13$, $p=0.010$) avec des amplitudes supérieures des flexions de Step par rapport aux extensions de Step.

5.3.4.2.3 Kick/Pump uniquement

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 13 sujets avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Articulation et Latéralité révèle :

- Un effet du facteur Condition ($F(1,12)=13.11$, $p=0.003$) avec des amplitudes de mouvements de Kick plus grandes en condition Tapis qu'en Crawli
- Un effet d'interaction entre les facteurs Articulation et Latéralité ($F(1,12)=4.80$, $p=0.048$)

Une analyse post hoc révèle que les articulations distales lors des mouvements de Kick/Pump parcourent de plus grandes amplitudes du côté droit que du côté gauche ($p=0.036$).

L'ANCOVA à mesures répétées avec les facteurs intra-sujets précédents ne révèle aucun effet du terme ou de l'alimentation.

5.3.4.3 Population j150

5.3.4.3.1 Modalité et Latéralité confondues

Le Tableau 39 ci-dessous contient les amplitudes des mouvements calculées pour la population j150, modalité et latéralité confondues.

	Crawli		Tapis	
	Jambe	Bras	Jambe	Bras
Step	55,42 <i>18,6</i>	50,59 <i>10,2</i>	69,16 <i>23,1</i>	49,28 <i>11,1</i>
Kick	38,34 <i>9,3</i>	27,36 <i>6,2</i>	52,17 <i>14,8</i>	25,86 <i>10,7</i>

Tableau 39 : Amplitude calculée en millimètres des mouvements observés sur 6 sujets (flexion ou extension, à gauche ou à droite, sur l'articulation proximale ou distale), par condition, par catégorie et sur les jambes et les bras

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 6 sujets, avec les facteurs Catégorie, Condition, Membre et Articulation, révèle un effet du facteur Catégorie ($F(1,5)=35.7$, $p=0.001$) avec des amplitudes des mouvements de Step plus grandes que celles des mouvements de Kick.

5.3.4.3.2 Step uniquement

Il n'y a pas assez de sujets pour effectuer une analyse.

5.3.4.3.3 Kick/Pump uniquement

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 5 sujets, avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Articulation et Latéralité, révèle une interaction entre le facteur Condition et le facteur Membre ($F(1,5)=10.22$, $p=0.032$).

Une analyse post hoc révèle qu'en condition Tapis, les Kick de jambes sont plus amples que les Pump de bras ($p=0.014$).

5.3.5 Vitesse maximale

5.3.5.1 Population J50

5.3.5.1.1 Groupe A

Comme pour l'analyse des amplitudes, les ANOVA à mesures répétées conduites d'un côté avec les facteurs Modalité et Latéralité confondues effectuée sur 10 sujets, et de l'autre seulement sur les mouvements de Step effectuée sur 6 sujets ne révèlent aucun effet significatif du facteur Tétée ni aucune interaction avec d'autre facteur, c'est pourquoi les effets des autres facteurs seront détaillés dans les résultats du Groupe B.

5.3.5.1.2 Groupe B

5.3.5.1.2.1 Modalité et Latéralité confondues

Le Tableau 40 ci-dessous contient les vitesses maximales des mouvements calculées pour le Groupe B de la population j50, modalité et latéralité confondues.

	Crawli		Tapis	
	Jambe	Bras	Jambe	Bras
Step	210,8	176,0	198,4	142,9
	<i>40,9</i>	<i>32,6</i>	<i>47,7</i>	<i>33,0</i>
Kick	143,4	132,7	143,8	98,9
	<i>53,8</i>	<i>44,1</i>	<i>52,4</i>	<i>36,5</i>

Tableau 40 : Vitesse maximale calculée en millimètres par seconde des mouvements observée sur 21 sujets (flexion ou extension, à gauche ou à droite, sur l'articulation proximale ou distale), par condition, par catégorie et sur les jambes et les bras

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 21 sujets avec les facteurs Catégorie, Condition, Membre et Articulation révèle :

- Un effet du facteur Catégorie ($F(1,20)=100.85$, $p<0.001$) avec des vitesses maximales de mouvements plus grandes pour les Step que les Kick/Pump
- Un effet d'interaction entre les facteurs Condition et Membre ($F(1,20)=8.27$, $p=0.009$)

Une analyse post hoc révèle que les mouvements de jambes sont plus rapides en condition Tapis qu'en condition Crawli ($p<0.001$) et que les mouvements de bras sont plus courts que ceux des jambes, dans les conditions Crawli ($p=0.014$) et Tapis ($p<0.001$).

L'ANCOVA à mesures répétées avec les facteurs intra-sujets précédents ne révèle aucun effet du terme ou de l'alimentation.

5.3.5.1.2.2 Step uniquement

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 21 sujets avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Articulation et Latéralité révèle :

- Un effet d'interaction entre les facteurs Condition et Membre ($F(1,20)=5.50$, $p=0.029$)
- Un effet d'interaction entre les facteurs Condition et Modalité ($F(1,20)=5.20$, $p=0.033$)

Une analyse post hoc révèle que :

- Les mouvements de Step de bras sont plus rapides en condition Crawli qu'en condition Tapis ($p=0.003$) et les mouvements de jambes sont plus rapides que ceux des bras, dans les conditions Crawli ($p<0.001$) et Tapis ($p<0.001$).
- Les flexions de Step de jambes sont plus rapides que les extensions de Step de jambes ($p=0.004$), que les flexions de Step de bras ($p<0.001$) et que les extensions de Step de bras ($p<0.001$)

L'ANCOVA à mesures répétées avec les facteurs intra-sujets précédents ne révèle aucun effet du terme ou de l'alimentation.

5.3.5.2 Population J100

5.3.5.2.1 Modalité et Latéralité confondues

Le Tableau 41 ci-dessous contient les vitesses maximales des mouvements calculées pour la population j100, modalité et latéralité confondues.

	Crawli		Tapis	
	Jambe	Bras	Jambe	Bras
Step	224,3 77,6	190,0 49,8	269,7 70,3	174,3 61,9
Kick	141,0 38,7	116,9 37,7	187,8 38,7	115,6 46,8

Tableau 41 : Vitesse maximale calculée en millimètres par seconde des mouvements observée sur 18 sujets (flexion ou extension, à gauche ou à droite, sur l'articulation proximale ou distale), par condition, par catégorie et sur les jambes et les bras

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 18 sujets avec les facteurs Catégorie, Condition, Membre et Articulation révèle :

- Un effet du facteur Catégorie ($F(1.17)=148.5$, $p<0.001$) avec des mouvements de Step plus rapides que les mouvements de Kick/Pump
- Une interaction entre les facteurs Condition et Membre ($F(1.17)=20.2$, $p<0.001$)

Une analyse post hoc révèle que les mouvements de jambes sont plus rapides que les mouvements de bras, dans les conditions Crawli ($p=0.016$) et Tapis ($p<0.001$), et les mouvements de jambes sont plus rapides en condition Tapis qu'en condition Crawli ($p<0.001$)

5.3.5.2.2 Step uniquement

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 6 sujets, avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Articulation et Latéralité, révèle un effet du facteur Modalité ($F(1,6)=16.13$, $p=0.010$) avec des flexions de Step plus rapides que les extensions de Step.

5.3.5.2.3 Kick/Pump uniquement

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 13 sujets avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Articulation et Latéralité révèle :

- Un effet d'interaction entre les facteurs Condition et Membre ($F(1,12)=10.54$, $p=0.007$)
- Un effet d'interaction entre le facteur Condition et le facteur Modalité ($F(1,12)=9.57$, $p=0.009$)
- Un effet d'interaction entre les facteurs Articulation et Latéralité ($F(1,12)=110.9$, $p<0.001$)

Une analyse post hoc révèle que :

- Les mouvements de Kick de jambes sont plus rapides en Tapis qu'en Crawli ($p=0.002$). Ces mouvements de Kick de jambes en Tapis sont aussi plus rapides que les mouvements de Pump de bras en Crawli ($p<0.001$) et en Tapis ($p<0.001$)
- Lors des mouvements de Kick, les articulations distales atteignent des vitesses maximales plus grandes du côté droit que du côté gauche ($p=0.041$)

5.3.5.3 Population j150

5.3.5.3.1 Modalité et Latéralité confondues

Le Tableau 42 ci-dessous contient les vitesses maximales des mouvements calculées pour la population j150, modalité et latéralité confondues.

	Crawli		Tapis	
	Jambe	Bras	Jambe	Bras
Step	217,2	216,8	317,4	214,6
	<i>62,2</i>	<i>81,1</i>	<i>109,1</i>	<i>50,8</i>
Kick	181,2	136,1	258,1	102,4
	<i>33,6</i>	<i>46,2</i>	<i>77,4</i>	<i>37,5</i>

Tableau 42 : Vitesse maximale calculée en millimètres par seconde des mouvements observé sur 6 sujets (flexion ou extension, à gauche ou à droite, sur l'articulation proximale ou distale), par condition, par catégorie et sur les jambes et les bras

L'ANOVA à mesure répétée effectuée sur 6 sujets avec les facteurs Catégorie, Condition, Membre et Articulation révèle :

- Un effet du facteur Catégorie ($F(1,5)=16.9$, $p=0.009$) avec des mouvements de Step plus rapides que les mouvements de Kick/Pump
- Un effet d'interaction entre le facteur Condition et le facteur Membre ($F(1,5)=42.0$, $p=0.001$)

Une analyse post hoc révèle que les vitesses maximales des mouvements de jambes sont supérieures en condition Tapis qu'en condition Crawli ($p=0.002$), mais aussi supérieures aux vitesses maximales des mouvements de bras en Crawli ($p<0.001$) et en Tapis ($p<0.001$).

5.3.5.3.2 Step uniquement

Il n'y a pas assez de sujets pour effectuer une analyse.

5.3.5.3.3 Kick/Pump uniquement

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 5 sujets, avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre, Articulation et Latéralité, révèle une interaction entre le facteur Condition et le facteur Membre ($F(1,5)=10.22$, $p=0.032$).

Une analyse post hoc révèle qu'en condition Tapis, les Kick de jambes sont plus rapides que les Pump de bras ($p=0.014$).

5.3.6 Co-activation

5.3.6.1 Population j50

5.3.6.1.1 Groupe A

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 16 sujets, avec les facteurs intra-sujets Tétée, Activation, Condition et Paire, ne révèle pas d'effet de la prise alimentaire. Les autres effets seront donc analysés sur le Groupe B.

5.3.6.1.2 Groupe B

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 26 sujets, avec les facteurs intra-sujets Co-activation, Condition et Paire, révèle :

- Un effet du facteur Activation ($F(1,25)=6.58$, $p=0.016$) avec plus de co-activation parallèle qu'alternées
- Un effet du facteur Condition ($F(1,25)=6.33$, $p=0.018$) avec plus de co-activation en Crawli qu'en Tapis
- Un effet du facteur Paire ($F(5,125)=5.85$, $p<0.001$)
- Un effet d'interaction entre les facteurs Activation et Paire ($F(5,125)=3.00$, $p=0.013$)

Les analyses post hoc révèlent que :

- La co-activation de la paire de bras est supérieure à celle de toutes les autres paires, excepté la paire de jambes (voir Figure 75)

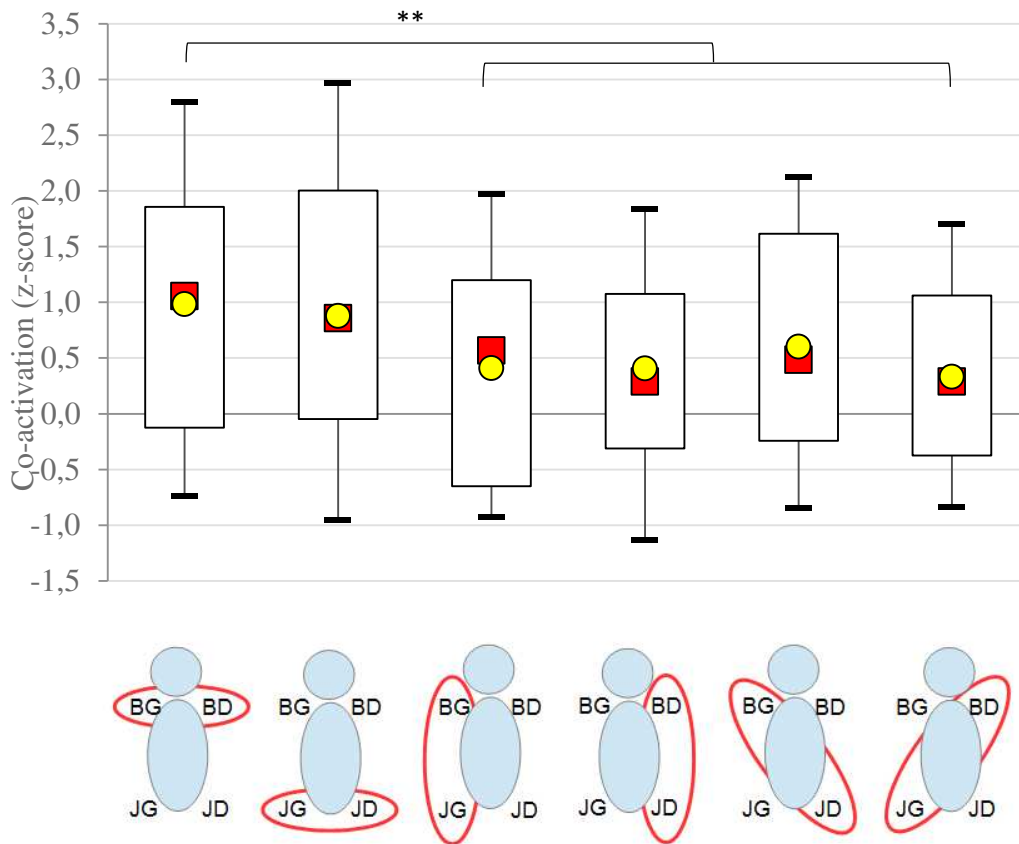


Figure 75: Co-activations (z-score) (Crawli ou Tapis, parallèle ou alternée) pour chaque paire de membres du groupe B de la population j50

L'ANCOVA à mesures répétées avec les facteurs intra-sujets précédents révèle un effet de l'âge du terme ($F(1,23)=5.09, p=0.035$) (voir Figure 76).

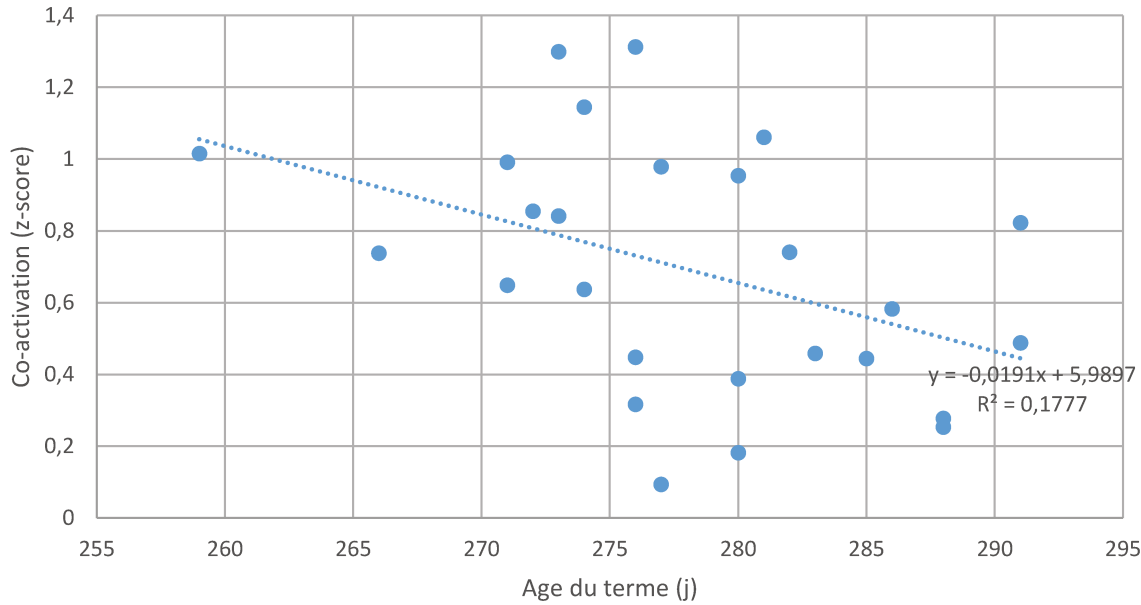


Figure 76 : Co-activation (z-score) moyenne (alternée ou parallèle, en Crawli ou Tapis, toutes paires confondues) selon l'âge du terme

Le calcul de l'équation de la droite de régression linéaire révèle que la co-activation décroît avec l'âge du terme.

5.3.6.2 Population J100

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 18 sujets, avec les facteurs intra-sujets Activation, Condition et Paire, révèle un effet de Paire ($F(5,85)=4.57$, $p=0.009$).

Une analyse post hoc révèle que la paire de bras est plus co-activée que les paires Bras-Jambe homolatérales gauche ($p=0.023$) et droite ($p=0.021$) et que la paire diagonale Bras Droit/Jambe Gauche ($p=0.006$) (voir Figure 77)

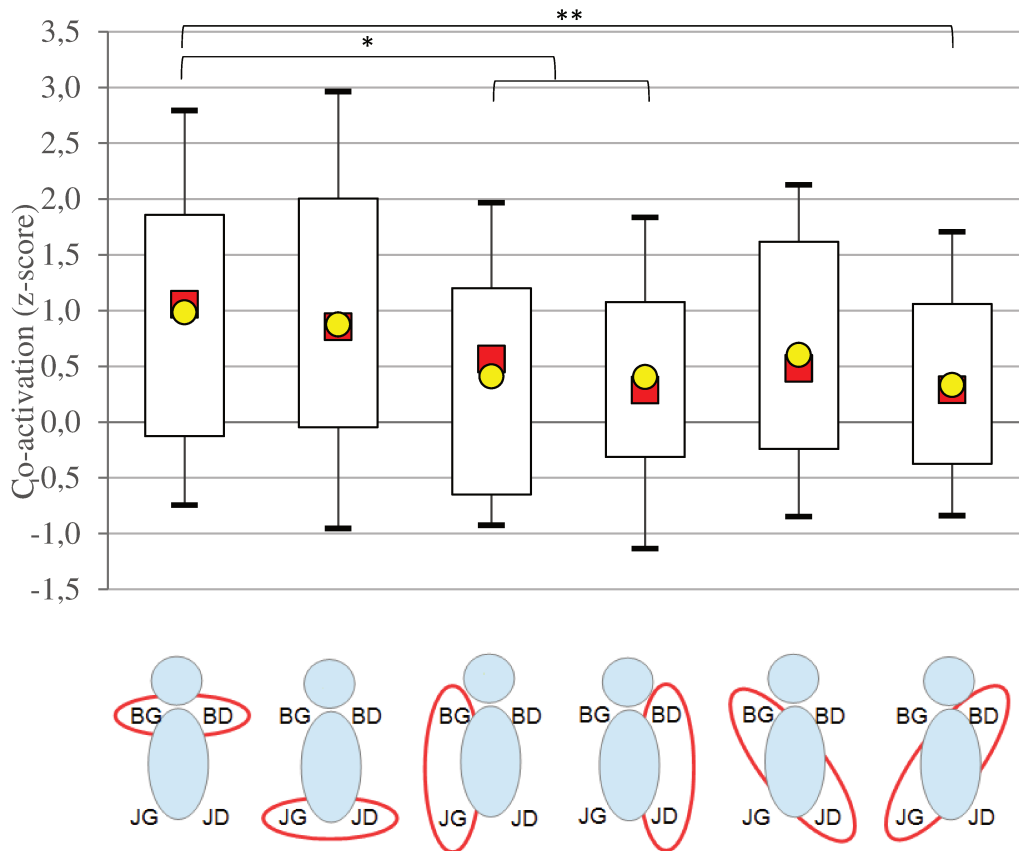


Figure 77 : Co-activations (z-score) (Crawli ou Tapis, parallèle ou alternée) pour chaque paire de membres de la population j100

5.3.6.3 Population J150

L'ANOVA à mesures répétées effectuée sur 9 sujets, avec les facteurs intra-sujets Activation, Condition et Paire, révèle :

- Un effet du facteur Activation ($F(1,9)=14.16, p=0.004$) avec plus de co-activation parallèle qu'alternée
- Un effet du facteur Paire ($F(5,45)=2.53, p=0.042$)

Mais une analyse post hoc révèle qu'aucune paire de membres n'est significativement plus ou moins co-activée qu'une autre.

5.3.7 Synthèse des résultats relatifs au codage des mouvements des membres

De la même façon que pour l'Etude 3 il a été réalisé un tableau de synthèse des principaux résultats, voir Tableau 43 ci-dessous.

	A	Variable	Mvt. Concerné	Effet			B	C	D
Tétée (Groupe A)	j50	Quantité	Mvt. de Step	Pre	>	Post	***	23	6
	j50	Quantité	Mvt. de jambe	Pre	>	Post	**	23	6
	j50	Durée	Mvt. en post	Bras	=	Jambe	n.s.	12	4
	j50	Durée	Mvt. en pre	Bras	<	Jambe	**	12	4
Condition	j50	Quantité	Step de Bras	Crawli	>	Tapis	***	34	5
	j50	Quantité	Kick de jambe	Crawli	<	Tapis	***	34	5
	j50	Quantité	Pump de bras	Crawli	<	Tapis	**	34	5
	j50	Durée	Flexion de Step	Crawli	<	Tapis	**	26	4
	j50	Amplitude	Step de Bras	Crawli	>	Tapis	***	21	4
	j50	V. Max	Step de Bras	Crawli	>	Tapis	**	21	4
	j50	Co-act.	Tous Mvt.	Crawli	>	Tapis	*	26	3
	j100	Quantité	Mvt. de Step	Crawli	>	Tapis	**	18	5
	j100	Quantité	Mvt. de K/P	Crawli	<	Tapis	*	18	5
	j100	Quantité	Mvt. de bras	Crawli	>	Tapis	**	18	5
	j100	Durée	Mvt. de K/P	Crawli	<	Tapis	*	13	3
	j100	Amplitude	Mvt. de jambe	Crawli	<	Tapis	***	18	4
	j100	V. Max.	Mvt. de jambe	Crawli	<	Tapis	***	18	4
	j100	Amplitude	Mvt. de K/P	Crawli	<	Tapis	**	13	4
	j100	V. Max.	Kick de jambe	Crawli	<	Tapis	**	13	4
j150	Quantité	Mvt. de K/P	Crawli	<	Tapis		10	5	
Modalité	j50	Quantité	Mvt. de Step	Flexion	<	Extension	*	34	5
	j50	Quantité	Mvt. de K/P	Flexion	>	Extension	*	34	5
	j50	Durée	Mvt. de Step en Crawli	Flexion	<	Extension	***	26	4
	j50	Amplitude	Step de jambe	Flexion	>	Extension	**	21	4
	j50	V. Max	Step de jambe	Flexion	>	Extension	**	21	4
	j100	Quantité	Mvt. de Step	Flexion	<	Extension	0,057	18	5
	j100	Durée	Step de jambe	Flexion	<	Extension	*	6	3
	j100	Amplitude	Mvt. de Step	Flexion	>	Extension	*	6	4
	j100	V. Max.	Mvt. de Step	Flexion	>	Extension	*	6	4

Catégorie	j50	Quantité	Tous Mvt.	Step	>	K/P	***	34	5
	j50	Durée	Tous Mvt.	Step	>	K/P	***	22	3
	j50	Amplitude	Tous Mvt.	Step	>	K/P	***	21	4
	j50	V. Max.	Tous Mvt.	Step	>	K/P	***	21	4
	j100	Quantité	Mvt. de jambe	Step	>	Kick	**	18	5
	j150	Quantité	Mvt. de Jambe	Step	<	Kick	**	10	5
	j100	Durée	tous Mvt.	Step	>	K/P	**	18	3
	j100	Durée	Mvt. de bras en Crawli	Step	>	Pump	*	18	3
	j150	Durée	Mvt. de jambe	Step	<	Kick	*	7	3
	j100	Amplitude	Tous Mvt.	Step	>	K/P	***	18	4
	j100	V. Max.	Tous Mvt.	Step	>	K/P	***	18	4
	j150	Amplitude	Tous Mvt.	Step	>	K/P	**	6	4
	j150	V. Max.	Tous Mvt.	Step	>	K/P	**	6	4
	Membre	j50	Durée	Mvt. en tapis	Jambe	>	Bras	*	22
Latéralité	j100	Quantité	Extension en Crawli	Gauche	<	Droite	***	18	5
	j100	Quantité	Flexion en Tapis	Gauche	<	Droite	*	18	5
	j100	Quantité	Extension en Tapis	Gauche	<	Droite	**	18	5
	j100	Amplitude	Mvt. Art. distale en Kick	Gauche	<	Droite	*	13	4
	j100	V. Max.	Mvt. Art. distale en Kick	Gauche	<	Droite	*	13	4
Activation	j50	Co-act.	Tous Mvt.	Parallèle	>	Alternée	*	26	3
	j150	Co-act.	Tous Mvt.	Parallèle	>	Alternée	**	9	3
Covariable	j50	Quantité	Tous Mvt.	<i>Augmente avec</i>	^	Age du terme	*	34	5
	j50	Co-act.	Tous Mvt.	<i>Diminue avec</i>	v	Age du terme	*	26	3
	J50	Pleurs	Mvt. De Step en Tapis	<i>Augmente avec</i>	^	Dure des pleurs	***	34	4

Tableau 43 Tableau de synthèse des principaux résultats relatifs aux mouvements codés. Les abréviations Mvt. Art., act., K/P et n.s. sont utilisé pour « mouvements », « articulation », « activation », « Kick/Pump » et « non significatif ». La colonne A indique la population, la B la significativité, la C le nombre de sujets et la D le nombre de facteurs intra-sujets pris dans l'analyse

5.3.8 Score 3D

5.3.8.1 Population j50

A cause de pertes de marqueurs, 5 sujets ayant passés les 4 conditions en pré et en postprandiale, ont été retirés du Groupe A pour les analyses cinématiques. Le Groupe A contient donc seulement 18 sujets. Les sujets retirés du groupe A sont toutefois conservés dans le Groupe B avec les deux conditions (soit CrawliPre et TapisPre soit CrawliPre et TapisPost) pour lesquelles les marqueurs n'ont pas été perdus.

5.3.8.1.1 Groupe A

L'ANOVA à mesures répétées, conduite sur les Scores 3D calculés, avec les facteurs intra-sujets Tétée, Condition, Membre et Latéralité, révèle plusieurs effets, mais seulement les effets relatifs à la prise de la tétée sont présentés, les autres étant semblables aux résultats de l'analyse du Groupe B.

Le Tableau 44 ci-dessous contient les valeurs des scores 3D du Groupe A de la population j50.

		Jambe		Bras	
		Gauche	Droite	Gauche	Droite
Crawli	Pre	57,1 <i>21,4</i>	61,7 <i>24,9</i>	48,5 <i>22,5</i>	51,7 <i>21,0</i>
	Post	46,5 <i>25,5</i>	48,2 <i>29,1</i>	42,3 <i>33,1</i>	39,6 <i>18,2</i>
Tapis	Pre	62,4 <i>24,4</i>	66,1 <i>28,0</i>	32,8 <i>10,9</i>	31,5 <i>10,5</i>
	Post	51,6 <i>28,1</i>	49,9 <i>28,0</i>	30,2 <i>18,0</i>	30,7 <i>16,3</i>

Tableau 44 : Score 3D calculé en millimètres par seconde sur 18 sujets, par condition, par latéralité et sur les jambes et les bras, avant et après la tétée

L'ANOVA révèle un effet du facteur Tétée ($F(1.17)=4.82, p=0.042$) avec plus de mouvements avant la tétée qu'après.

5.3.8.1.2 Groupe B

Le Tableau 45 ci-dessous contient les valeurs des scores 3D du groupe B de la population j50.

	Jambe		Bras	
	Gauche	Droite	Gauche	Droit
Crawli	53,7	57,8	48,7	52,8
	18,7	21,7	20,4	19,7
Tapis	62,2	65,4	36,2	35,7
	27,6	30,1	15,1	16,9

Tableau 45 : Score 3D calculé en millimètres par seconde sur 34 sujets, par condition, par latéralité et sur les jambes et les bras

L'ANOVA à mesures répétées, conduite sur les Scores 3D calculés, avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre et Latéralité, révèle plusieurs effets :

- Un effet d'interaction entre le facteur Condition et le facteur Membre ($F(1.33)=49.3$, $p<0.001$)
- Un effet du facteur Latéralité ($F(1.33)=5.31$, $p=0.027$) avec plus de mobilité à droite qu'à gauche

Une analyse post hoc révèle que les bras en condition Tapis bougent moins que les jambes ($p<0.001$) mais aussi moins que les jambes ($p<0.001$) et les bras ($p<0.001$) de la condition Crawli. L'analyse révèle aussi que les jambes en condition Tapis bougent plus que les jambes ($p=0.007$) et les bras ($p<0.001$) en condition Crawli (voir Figure 78).

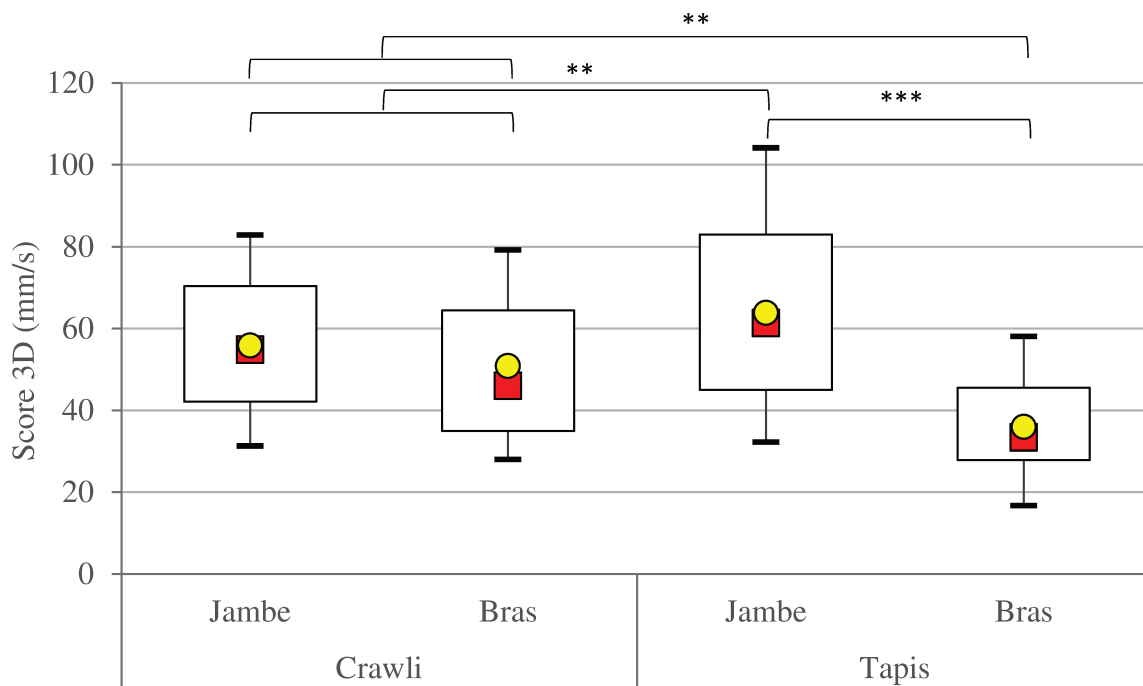


Figure 78 : Score 3D calculée (à gauche ou à droite) par condition sur les jambes et les bras, sur le Groupe B de la population j50

L'ANCOVA à mesures répétées avec les facteurs intra-sujets précédents ne révèle aucun effet du terme ou du type d'alimentation.

5.3.8.2 Population j100

Aucune perte de marqueur n'a entraîné une exclusion de sujet pour les analyses des résultats cinématiques de la population j100.

Le Tableau 46 ci-dessous contient les valeurs des scores 3D de la population j100.

	Jambe		Bras	
	Gauche	Droite	Gauche	Droit
Crawli	46,1 <i>15,7</i>	53,4 <i>20,7</i>	46,7 <i>19,6</i>	45,1 <i>12,9</i>
Tapis	68,1 <i>30,0</i>	71,9 <i>26,3</i>	45,7 <i>24,2</i>	42,7 <i>19,3</i>

Tableau 46 : Score 3D calculé en millimètres par seconde sur 18 sujets, par condition, par latéralité et sur les jambes et les bras

L'ANOVA à mesures répétées, conduite sur les Scores 3D calculés, avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre et Latéralité, révèle un effet d'interaction entre les facteurs Condition et Membre ($F(1,17)=19.9, p<0.001$).

Une analyse post hoc révèle que les jambes bougent plus que les Bras en condition Tapis ($p<0.001$) mais aussi plus que les jambes ($p<0.001$) et les bras ($p<0.001$) en condition Crawli (voir Figure 79).

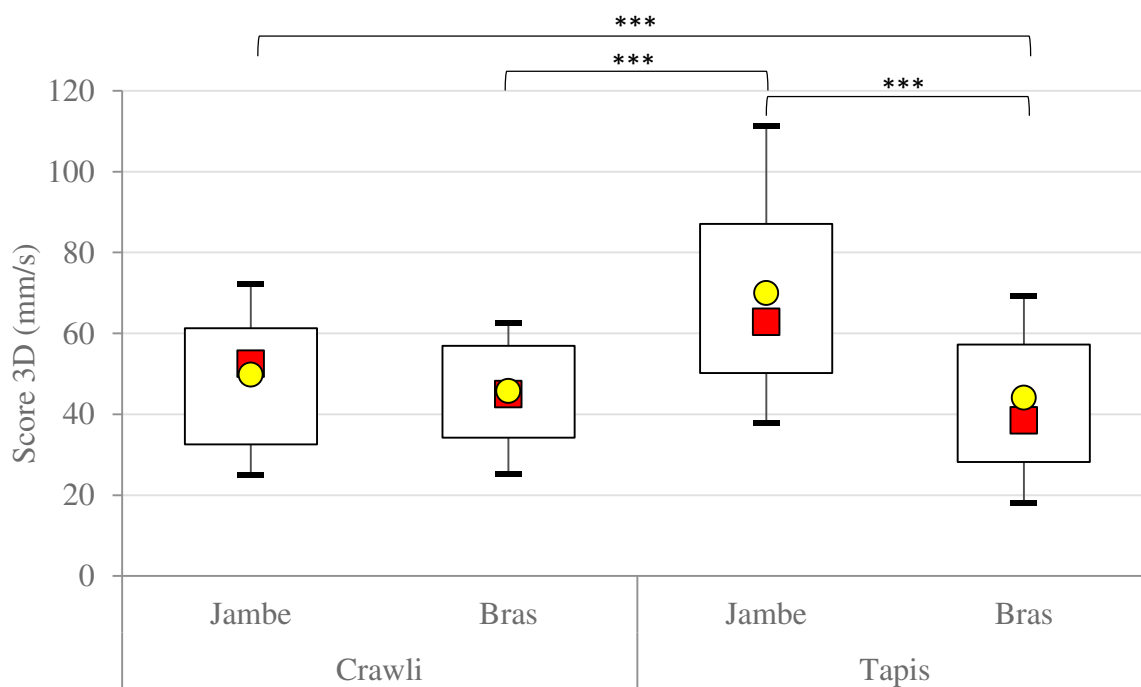


Figure 79 : Score 3D calculée (à gauche ou à droite) par condition sur les jambes et les bras, sur le Groupe B de la population j100

5.3.8.3 Population j150

Deux sujets ont été exclus à cause de perte de marqueurs pour les analyses des résultats cinématiques de la population j150, portant le nombre de sujet à 8.

Le Tableau 47 ci-dessous contient les valeurs des scores 3D de la population j150.

	Jambe		Bras	
	Gauche	Droite	Gauche	Droit
Crawli	54,3	46,1	34,9	37,8
	<i>18,8</i>	<i>11,7</i>	<i>15,1</i>	<i>19,3</i>
Tapis	84,5	74,0	34,0	35,9
	<i>49,8</i>	<i>46,4</i>	<i>12,3</i>	<i>19,3</i>

Tableau 47 : Score 3D calculé en millimètres par seconde sur 8 sujets, par condition, par latéralité et sur les jambes et les bras

L'ANOVA à mesures répétées, conduite sur les Scores 3D calculés, avec les facteurs intra-sujets Condition, Membre et Latéralité, révèle un effet d'interaction entre les facteurs Condition et Membre ($F(1,7)=6.95$, $p=0.033$).

Une analyse post hoc révèle que les jambes bougent plus que les bras en condition Tapis ($p<0.004$) mais aussi plus que les jambes ($p=0.036$) et les bras ($p=0.005$) en condition Crawli (voir Figure 80).

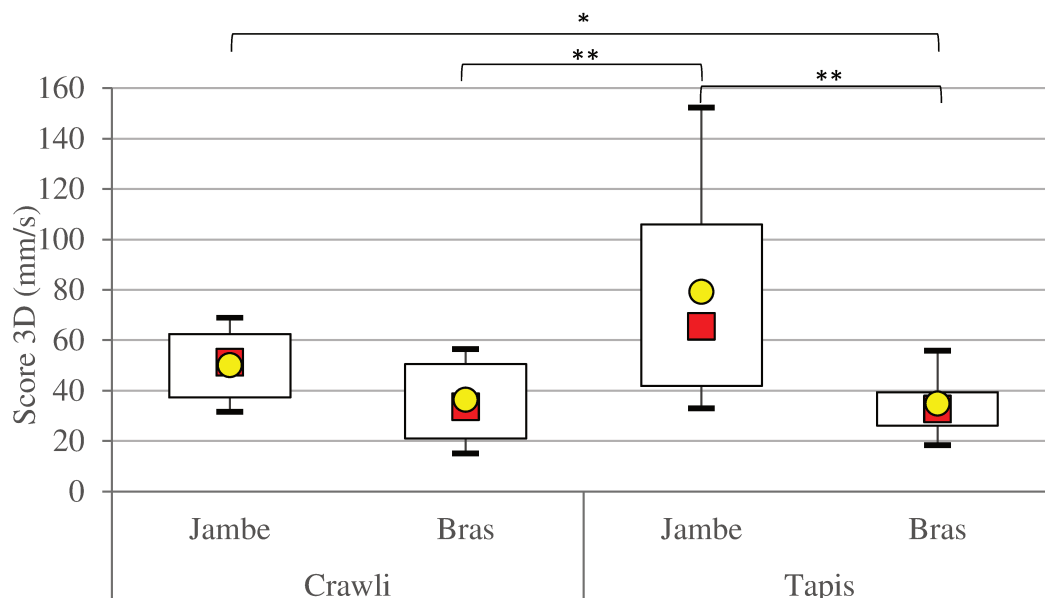


Figure 80 : Score 3D calculée (à gauche ou à droite) par condition sur les jambes et les bras, sur le Groupe B de la population j150

5.3.9 Distance parcourue

5.3.9.1 Population J50

5.3.9.1.1 Groupe A

Le Tableau 48 ci-dessous contient les valeurs des différents déplacements calculés pour le groupe A de la population j50.

		DE X	DE Y	DE XY	DA X	DA Y	DA XY
Crawli	Pre	42,0	-1,3	44,0	109,3	117,3	177,7
	Post	47,9	13,9	48,1	59,3	68,1	95,0
Tapis	Pre	28,0	1,0	28,3	92,0	91,0	142,7
	Post	29,8	8,3	29,6	68,4	62,1	98,1
	Pre	1,3	2,0	5,0	66,7	91,3	123,7
	Post	5,3	3,6	4,2	30,8	35,7	47,3
	Pre	3,7	-0,3	4,3	59,0	88,3	118,0
	Post	5,1	3,2	5,0	46,7	63,0	79,0

Tableau 48 : Distance parcourue calculée en millimètres par minute sur 18 sujets, effective (DE) et absolue (DA), en X en Y et en XY, par condition et avant et après la tétée

Les ANOVA à mesures répétées conduites sur les distances effectives et absolues, en X, Y et XY avec les facteurs intra-sujets Tétée et Condition, révèlent des effets de la condition semblable à ceux qui seront détaillés pour le Groupe B mais ne révèlent aucun effet du facteur Tétée.

5.3.9.1.2 Groupe B

Le Tableau 49 ci-dessous contient les valeurs des différents déplacements calculés pour le groupe B de la population j50.

	DE X	DE Y	DE XY	DA X	DA Y	DA XY
Crawli	30,0	0,0	31,4	99,0	111,7	165,5
	<i>40,8</i>	<i>10,7</i>	<i>41,0</i>	<i>53,8</i>	<i>54,1</i>	<i>80,2</i>
Tapis	1,6	1,8	5,7	70,6	98,5	132,7
	<i>6,8</i>	<i>3,8</i>	<i>6,2</i>	<i>40,1</i>	<i>45,9</i>	<i>64,8</i>

Tableau 49 : Distance parcourue calculée en millimètres par minute sur 34 sujets, effective (DE) et absolue (DA), en X, en Y et en XY, par condition

Des tests du *t* de Student appariés et bilatéraux ont été conduits sur les distances effectives et absolues, en X, Y et XY afin de comparer l'effet de la condition et révèlent :

- Une plus grande distance effective parcourue en X ($p < 0.001$) et en XY ($p = 0.001$) pour la condition Crawli, par rapport à la condition Tapis
- Une plus grande distance absolue parcourue en X ($p = 0.008$) et une forte tendance pour une plus grand distance parcouru en XY ($p = 0.051$) pour la condition Crawli, par rapport à la condition Tapis

L'ANCOVA à mesures répétées avec le facteur intra-sujet Condition ne révèle aucun effet du terme ou du type d'alimentation.

5.3.9.2 Population j100

Le Tableau 50 ci-dessous contient les valeurs des différents déplacements calculés pour la population j100.

	DE X	DE Y	DE XY	DA X	DA Y	DA XY
Crawli	3,0	1,0	4,3	67,3	94,0	127,7
	7,2	2,3	7,6	30,2	26,9	41,0
Tapis	0,7	1,0	4,0	88,3	124,3	166,3
	3,5	4,2	4,6	35,2	54,5	68,1

Tableau 50 : Distance parcourue calculée en millimètres par minute sur 18 sujets, effective (DE) et absolue (DA), en X, en Y et en XY, par condition

Des tests du *t* de Student appariés et bilatéraux ont été conduits sur les distances effectives et absolues, en X, Y et XY et révèlent un effet de la condition sur la distance absolue parcourue en X, mais seulement une tendance ($p=0.59$) en Y ($p=0.028$) et en XY ($p=0.035$), toutes trois supérieures en Tapis par rapport au Crawli. Rien de significatif n'est observé sur les distances effectives.

5.3.9.3 Population j150

Le Tableau 51 ci-dessous contient les valeurs des différents déplacements calculés pour la population j150.

	DE X	DE Y	DE XY	DA X	DA Y	DA XY
Crawli	3,8	-0,8	5,3	59,3	69,8	101,3
	11,1	2,1	10,4	29,5	23,3	42,0
Tapis	-1,5	2,3	4,5	80,3	111,0	151,5
	5,3	3,1	4,2	49,7	75,4	88,5

Tableau 51 : Distance parcourue calculée en millimètres par minute sur 8 sujets, effective (DE) et absolue (DA), en X, en Y et en XY, par condition

Des test du t de Student appariés et bilatéraux ont été conduits sur les distances effectives et absolues, en X, Y et XY et révèlent seulement un effet de la condition sur la distance effective parcourue en Y ($p=0.023$) qui est supérieure en Tapis par rapport au Crawli, avec plus de distance parcourue vers la gauche que vers la droite.

5.3.10 Pourcentage de mobilité quadrupède complète et/ou propulsive

Les résultats sont donnés dans les sections suivantes avec les tests statistiques pour chaque comparaison inter et intra population mais seront résumés dans le Tableau 52 à la fin de cette partie.

5.3.10.1 Population j50

Les pourcentages sont calculés sur le groupe B.

Mobilité quadrupède complète

- 97% en condition Crawli
- 85% en condition Tapis

Mobilité quadrupède complète et propulsive

- 77% en condition Crawli
- 39% en condition Tapis

5.3.10.1.1 Comparaison Crawli Tapis

Des tests de Khi-deux révèlent que les pourcentages de mobilité quadrupède complète ne sont pas significativement différents entre les conditions. Par contre le pourcentage de mobilité quadrupède complète et propulsive est significativement supérieur en condition Crawli par rapport à la condition Tapis ($p<0.01$).

5.3.10.1.2 Comparaison avec l'Etude 3

Des tests de Khi-deux révèlent que le nombre de mobilité quadrupède complète, et de mobilité quadrupède complète et propulsive observé sur la population j50 est à chaque fois significativement supérieur à ce qui est observé à la naissance dans l'Etude 3, que ce soit en Crawli ou en Tapis (tous les $p<0.001$).

5.3.10.2 Population j100

Mobilité quadrupède complète

- 56% en condition Crawli
- 78% en condition Tapis

Mobilité quadrupède complète et propulsive

- 17% en condition Crawli
- 28% en condition Tapis

5.3.10.2.1 Comparaison Crawli Tapis

Des tests de Khi-deux révèlent que ni le pourcentage de mobilité quadrupède complète, ni le pourcentage de mobilité quadrupède complète et propulsive, ne sont significativement différents entre les conditions pour la population j100.

5.3.10.2.2 Comparaison avec l'Etude 3

Les pourcentages de mobilité quadrupède complète et de mobilité quadrupède complète et propulsive en condition Tapis de la population j100 sont tous deux significativement supérieurs à la condition Tapis de l'Etude 3 (respectivement $p < 0.001$ et $p < 0.05$), alors qu'aucune différence significative ne s'observe en Crawli entre la population j100 et la population de nouveau-nés de l'Etude 3.

5.3.10.2.3 Comparaison avec la population j50

Les pourcentages de mobilité quadrupède complète et de mobilité quadrupède complète et propulsive en condition Crawli de la population j100 sont tous deux significativement inférieurs à la condition Crawli de la population j50 ($p < 0.001$ et $p < 0.001$), alors qu'aucune différence significative ne s'observe en Tapis entre les populations j100 et j50.

5.3.10.3 Population j150

Mobilité quadrupède complète

- 40% en condition Crawli
- 80% en condition Tapis

Mobilité quadrupède complète et propulsive

- 0% en condition Crawli
- 38% en condition Tapis

5.3.10.3.1 Comparaison Crawli Tapis

Des tests de Khi-deux révèlent que ni le pourcentage de mobilité quadrupède complète, ni le pourcentage de mobilité quadrupède complète et propulsive ne sont significativement différents entre les deux conditions, pour la population j150.

5.3.10.3.2 Comparaison avec l'Etude 3

Les pourcentages de mobilité quadrupède complète et de mobilité quadrupède complète et propulsive en condition Tapis de la population j150 sont tous deux significativement supérieurs à la condition tapis des nouveau-nés de l'Etude 3 (respectivement $p < 0.001$ et $p < 0.02$), alors qu'aucune différence significative ne s'observe en Crawli entre population j150 et Etude 3.

5.3.10.3.3 Comparaison avec la population j50

Les pourcentages de mobilité quadrupède complète et de mobilité quadrupède complète et propulsive en condition Crawli de la population j150 sont tous deux significativement inférieurs à la condition Crawli de la population j50 ($p < 0.001$ et $p < 0.001$), alors qu'aucune différence significative ne s'observe en Tapis entre les populations j150 et j50.

5.3.10.3.4 Comparaison avec la population j100

Aucune différence significative des pourcentages de mobilité quadrupède complète et de mobilité quadrupède complète et propulsive n'est à noter entre les populations j150 et j100.

	Etude 3			j50			j100			j150		
	C		T	C		T	C		T	C		T
Mobilité quadrupède complète	52	***	22	97	ns	85	56	ns	78	40	ns	80
Mobilité quadrupède complète et propulsive	27	**	8	77	**	39	17	ns	28	0	ns	38

Tableau 52 : Tableau récapitulatif des pourcentages de mobilité quadrupède complète et de mobilité quadrupède complète et spontanée observés sur les différentes populations de l'Etude 4 et sur l'Etude 3. Les abréviations C et T sont utilisées pour les conditions Crawl et Tapis, ns pour non significatif.

5.3.11 Etude du développement du nombre de mouvements

5.3.11.1 Etude de la population P1

Rappel : la population P1 contient tous les sujets testés dans l'Etude 4 plus les sujets de l'Etude 3

Les nombres totaux de mouvements (addition des mouvements de flexion et d'extension observés à gauche et à droite) pour chacune des deux conditions, selon l'âge de l'enfant au moment du test, sont représentés dans les graphiques suivants, pour les mouvements de Step de jambes (voir Figure 81), de Step de bras (voir Figure 82), de Kick de jambes (voir Figure 83) et de Pump de bras (voir Figure 84). Sur les 4 figures qui suivent, les courbes de régressions ont été ajustées par un modèle additif généralisé, les bandes transparentes représentant les intervalles de confiance.

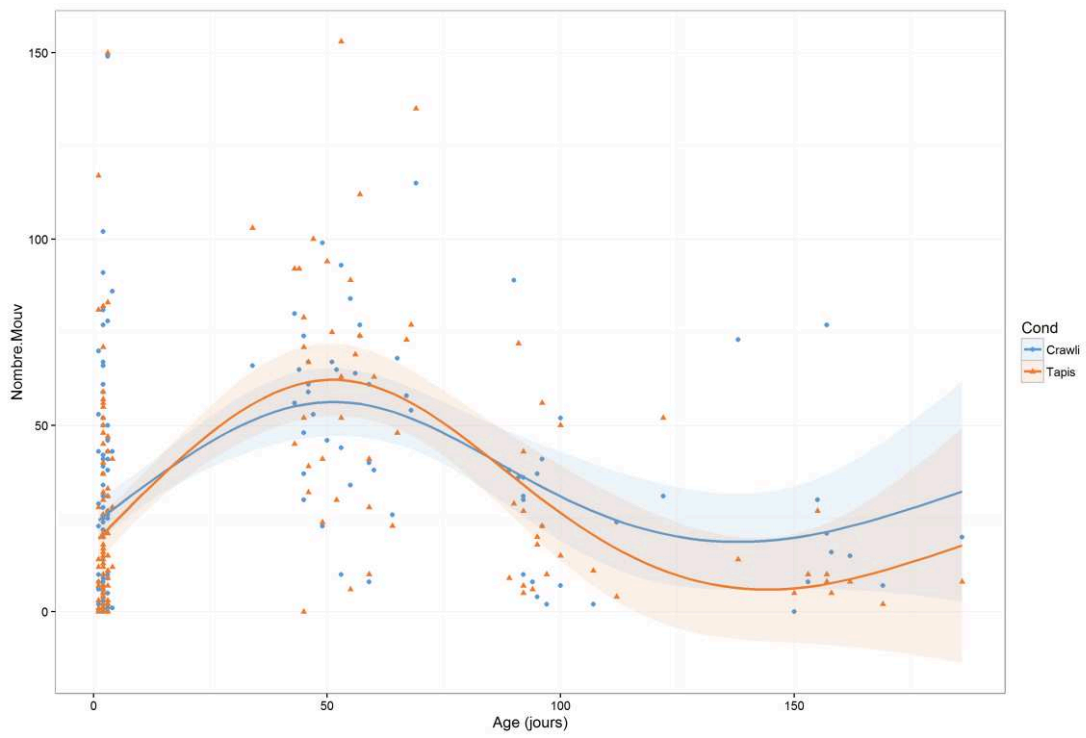


Figure 81 : Nombre de mouvements de Step de jambes par condition, selon l'âge au moment du test

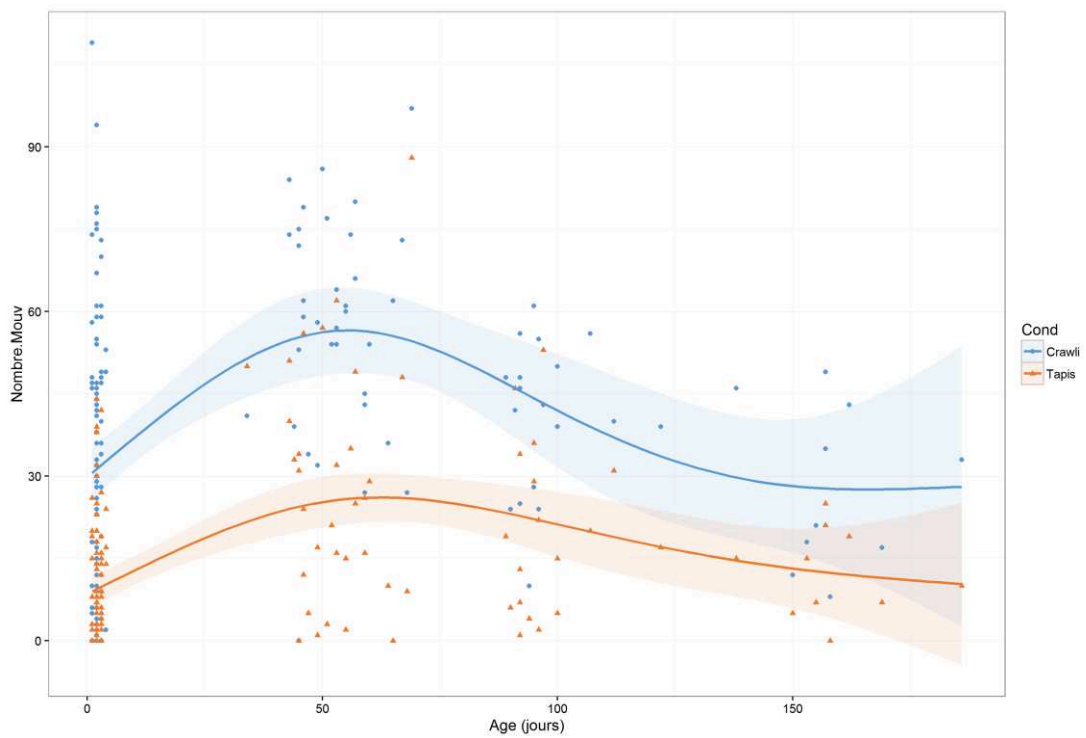


Figure 82 : Nombre de mouvements de Step de bras par condition, selon l'âge au moment du test

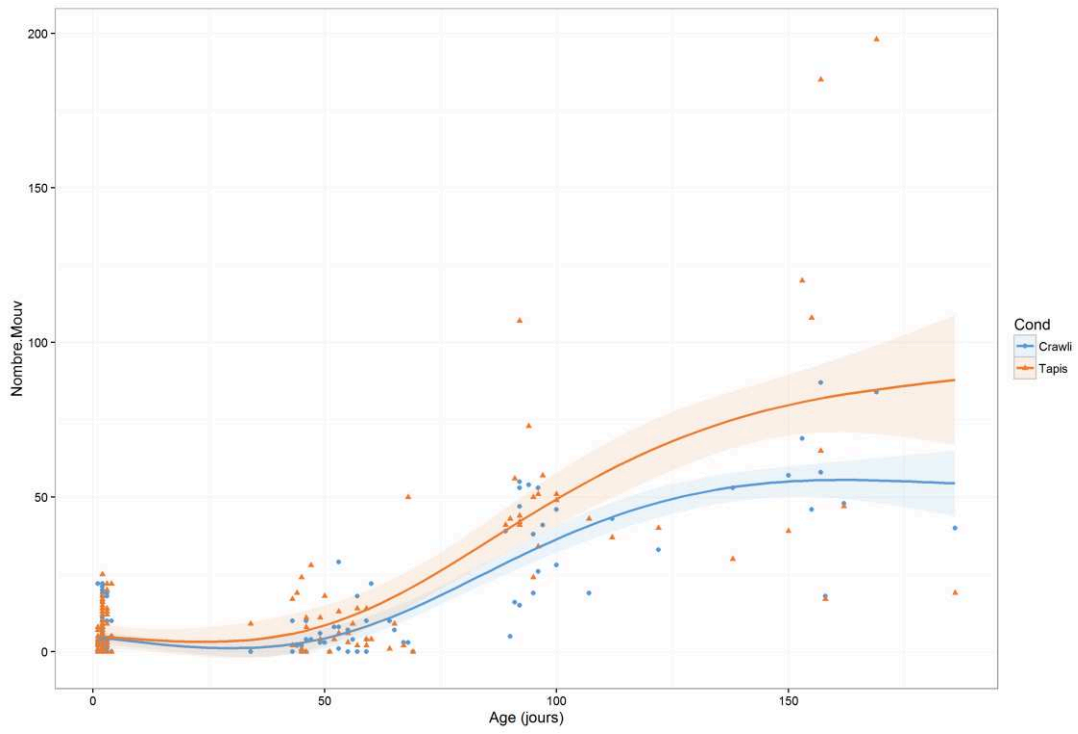


Figure 83 : Nombre de mouvements de Kick de jambes par condition, selon l'âge au moment du test

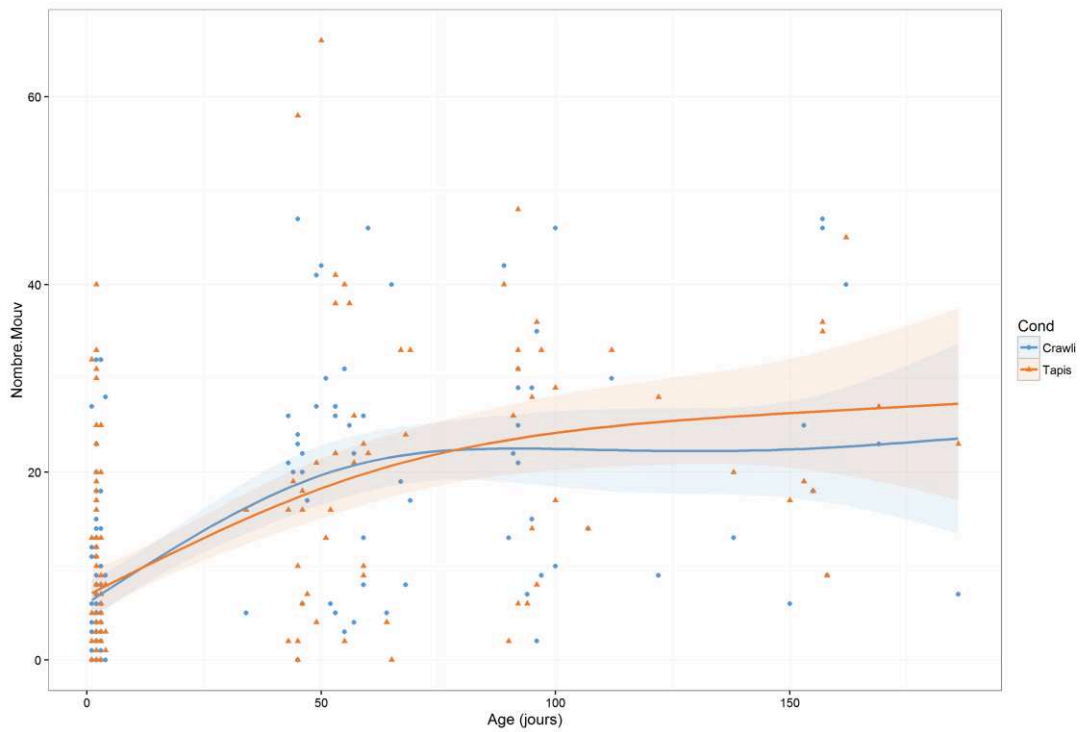


Figure 84 : Nombre de mouvements de Pump de bras par condition, selon l'âge au moment du test

5.3.11.2 Etude de la population P2

Rappel : La population P2 contient les 7 enfants qui ont été testé à tous les âges

Pour chacun des 7 sujets de la population P2, le nombre total de mouvements (addition des mouvements de flexion et d'extension observés à gauche et à droite) pour chacune des deux conditions, selon l'âge au moment du test, sont représentés dans les graphiques suivant, pour les mouvements de Step de jambes (voir Figure 85), de Step de bras (voir Figure 86), de Kick de jambes (voir Figure 87) et de Pump de bras (voir Figure 88).

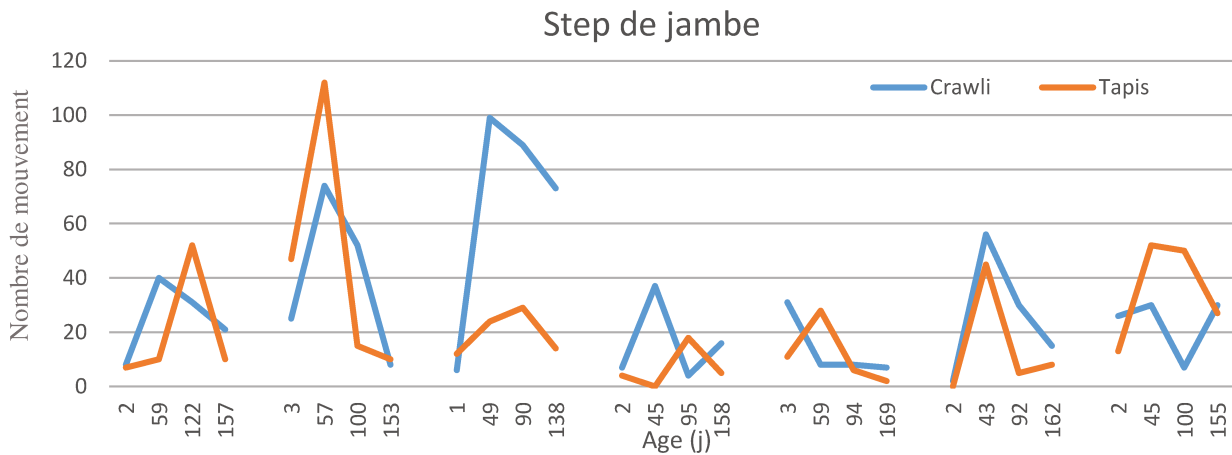


Figure 85 : Nombre de mouvements de Step de jambes pour chaque sujet selon l'âge au moment du test en Crawli et Tapis

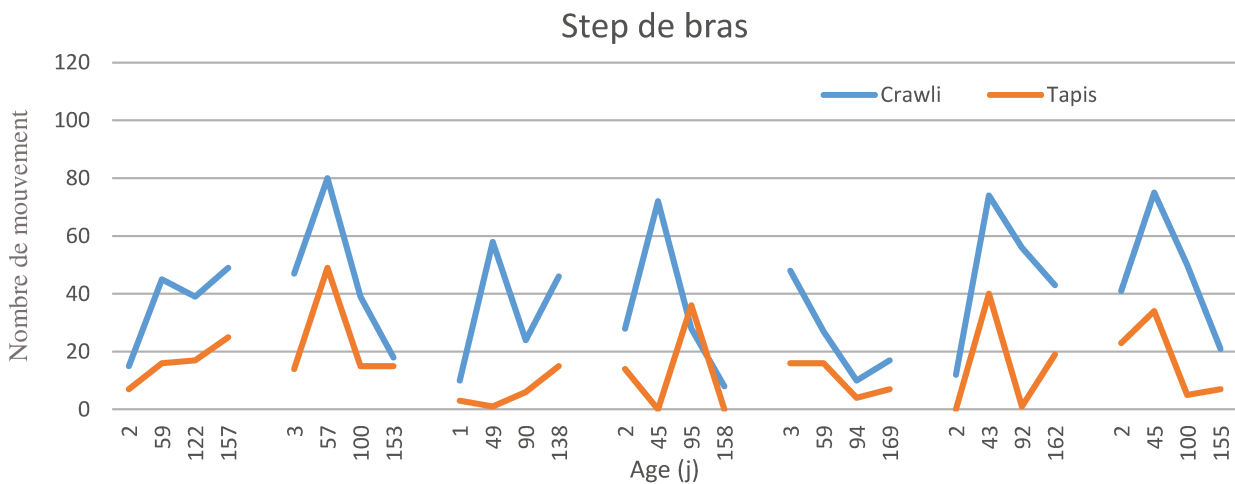


Figure 86 : Nombre de mouvements de Step de bras pour chaque sujet selon l'âge au moment du test en Crawli et Tapis

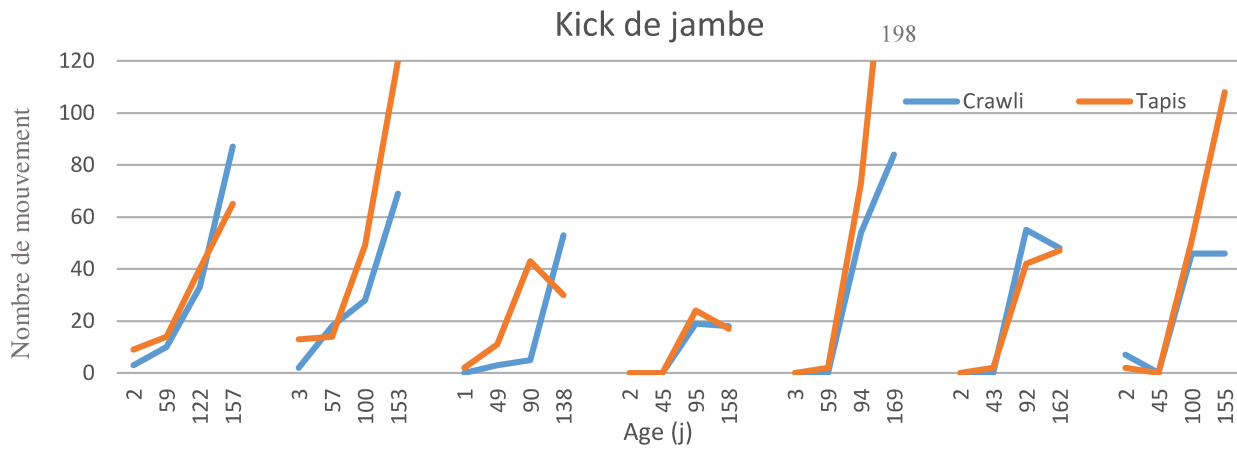


Figure 87 : Nombre de mouvements de Kick de jambes pour chaque sujet selon l'âge au moment du test en Crawli et Tapis

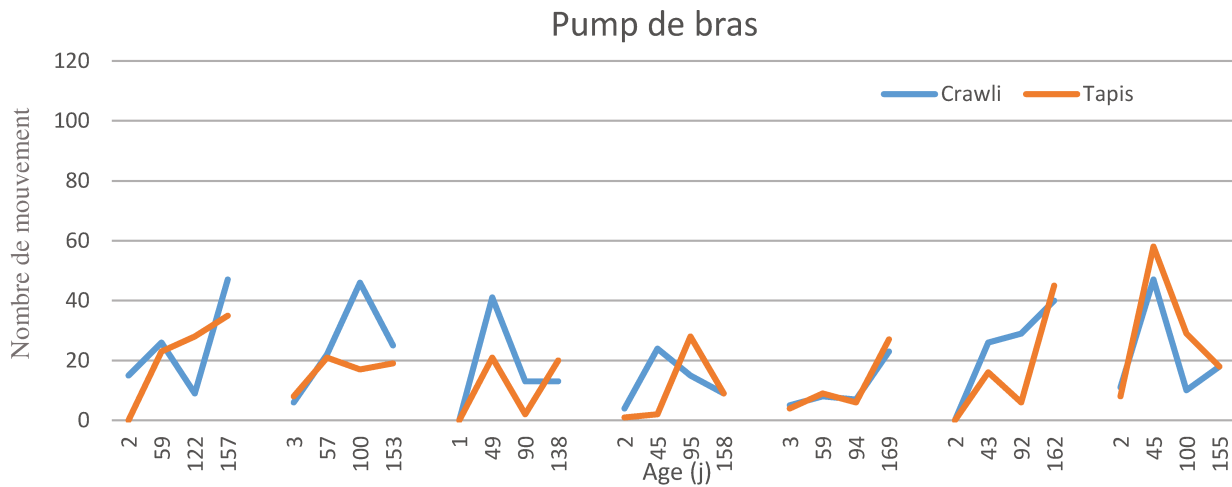


Figure 88 : Nombre de mouvements de Pump de bras pour chaque sujet selon l'âge au moment du test en Crawli et Tapis

5.4 Discussion

5.4.1 Mobilité quadrupède

5.4.1.1 Mobilité quadrupède sur tapis

Les résultats de l'Etude 4 montrent qu'à tous les âges testés du premier semestre de la vie, environ un tiers des enfants sont capables de se propulser vers l'avant de quelques centimètres par minute, lorsqu'ils sont laissés seuls pendant 1 minute, sans stimulation, sur un Tapis. Ce résultat, obtenu par capture du mouvement, donc d'une grande précision et parfaitement objectif, va à l'encontre de toutes les observations qui ont été faites sur le sujet dans la littérature, et notamment celles de McGraw qui a été, de loin, la plus précise dans son étude longitudinale de la mobilité ventrale sur 82 sujets (McGraw, 1941). En effet, si les résultats obtenus ici à la fin du deuxième mois (j50) vont dans le même sens que les observations de la *phase A* que décrit McGraw et qu'elle observe chez tous les enfants de cet âge, les résultats obtenus dans l'Etude 4 sur les enfants plus âgés sont différents des observations de McGraw. Pour McGraw, la *phase A* est la seule du premier semestre à être potentiellement propulsive : cette phase est donc selon elle parfaitement dissociée des débuts de la marche à quatre pattes mature du second semestre, qui correspond, toujours selon elle, aux *phases G, H et I*. Entre les phases *A* et *G, H et I*, McGraw considère que la propulsion du nourrisson disparaît, phases qu'elle nomme *phase B*, qui est dominante à trois mois, et *phases C et D*, qui se mettent en place à cinq mois. A l'inverse de la disparition observée par McGraw, l'Etude 4 montre que la capacité à se propulser en position ventrale sur un tapis se maintient tout au long du premier semestre et semble constante aux différents âges testés (5 centimètres par minute environ).

5.4.1.2 Mobilité quadrupède sur Crawli

Les résultats attestent que, de la même manière qu'à la naissance, ou plus encore, le Crawli est d'une grande efficacité à la fin du deuxième mois, particulièrement parce qu'il permet à tous les enfants testés (très exactement 97%) d'exprimer une mobilité quadrupède complète, et à deux tiers des enfants d'exprimer une mobilité quadrupède complète et propulsive. Cette mobilité quadrupède complète obtenue en une minute sur tous les sujets par une simple adaptation posturale confirme les observations de Katona (Katona, 1989) qui montre que la mobilité quadrupède peut s'exprimer sur tous les enfants avant l'âge de trois mois, mais dans un contexte environnemental différent et

sans aide d'un expérimentateur. L'élément déclencheur prôné par Katona pour observer la mobilité quadrupède sur tous les nouveau-nés et très jeunes enfants est la stimulation de l'appareil vestibulaire. Cette stimulation vestibulaire résulte, d'après Katona, soit de l'élévation passive de la tête, maintenue par l'expérimentateur, soit de l'utilisation d'une pente de plus de 15-20 degrés. Ici, que ce soit sur le tapis ou sur le Crawli, les enfants expriment une mobilité quadrupède sans stimulation particulière du vestibule, ce qui prouve que ce point facilite certainement le comportement mais qu'il n'est pas la condition *sine qua non*. Comme il a été discuté dans l'Etude 3, Le Crawli semble « libérer » la mobilité quadrupède en facilitant l'usage des bras et la propulsion, respectivement grâce à la surélévation du tronc et aux roulettes placées sous le Crawli. Dans l'Etude 4, cet effet existe principalement chez le nourrisson en fin de deuxième mois. Toutefois, le Crawli ne semble plus offrir les mêmes avantages chez le nourrisson de trois et cinq mois. Il restreint même légèrement la mobilité quadrupède à trois mois, et la restreint drastiquement à cinq mois. Au niveau de la propulsion à trois et cinq mois, les distances parcourues ne sont pas meilleures en Crawli malgré les roulettes. Ainsi la mobilité quadrupède complète et propulsive est plus présente en condition Tapis, et ne s'observe plus sur le Crawli à cinq mois.

Quelles peuvent être les raisons pour lesquelles le Crawli est efficace à la naissance (Etude 3) et à presque deux mois (Etude 4) mais pas à trois et cinq mois ? Cette question sera discutée en section 5.4.6 ci-dessous.

5.4.2 Implication des bras

5.4.2.1 A la fin du deuxième mois

De la même façon que pour les nouveau-nés de l'Etude 3, aux alentours de la fin du deuxième mois le Crawli augmente significativement le nombre de mouvements de bras. Cette augmentation des mouvements de bras, confirmée par les scores 3D, s'effectue largement en faveur des Step, qui deviennent aussi nombreux en Crawli que les Step de jambes, alors que le nombre de mouvements de Kick de bras comme de jambes est diminué. De plus, le Crawli permet d'observer des mouvements de bras d'une même durée que ceux des jambes, à l'inverse de la différence qui s'observe sur le tapis, mais permet aussi d'augmenter l'amplitude et la vitesse maximale des mouvements de Step de bras. Ainsi à la fin du deuxième mois, comme à la naissance, le Crawli

augmente la quantité et la qualité des mouvements de bras, et continue de permettre une mobilité quadrupède où les bras sont autant impliqués que les jambes.

5.4.2.2 A trois mois

A trois mois, bien que l'effet du Crawli sur l'expression de la mobilité quadrupède ne se fasse plus vraiment ressentir, son effet positif sur les bras est toujours bien présent. Le nombre de mouvements de bras y est égal à celui des jambes, comme c'est le cas à la naissance et à la fin du deuxième mois, avec une augmentation préférentielle pour la catégorie des Step, tandis que sur le tapis, le nombre de mouvements de bras reste bien inférieur au nombre de mouvements de jambes. Il faut noter que les scores 3D, unité de mesure objective de la mobilité générale, ne confirment pas ce résultat. Ceci confirme bien que l'augmentation des mouvements de bras sur le Crawli est à mettre précisément sur le compte des mouvements possiblement locomoteurs, et non sur l'ensemble des déplacements du bras par rapport au tronc. De plus, les durées, amplitudes et vitesses des mouvements de bras ne sont pas améliorées par le Crawli, contrairement à ce qui s'observe dans les deux premiers mois de vie. Ainsi à trois mois le Crawli permet toujours au bras d'exprimer plus fortement leurs mouvements possiblement locomoteurs, sans pour autant en améliorer la qualité. En revanche, les Pump, commencent à être suffisamment maîtrisés pour s'exprimer sans la nécessité du Crawli.

5.4.2.3 A cinq mois

A cinq mois les résultats ne diffèrent pas de façon significative dans les analyses, possiblement à cause du nombre réduit de sujets. Cependant le nombre de mouvements de Step de bras semble être toujours plus élevé en Crawli que sur le tapis (moyenne respective de 7 contre 3 mouvements). Comme à trois mois, il ne s'observe pas de différence sur les scores 3D ni sur les durées, amplitude et vitesses maximale. Bien qu'il soit difficile de conclure avec si peu de sujets, il semble tout de même que le Crawli favorise toujours les mouvements possiblement locomoteurs au niveau des bras, et que ces mouvements soient aussi nombreux qu'à trois mois.

5.4.2.4 Au premier semestre

Il semble que tout au long du développement du premier semestre, les bras soient autant impliqués que les jambes dans la mobilité en position ventrale, pour peu que l'enfant se trouve dans un contexte postural adapté. Toutefois au deuxième trimestre, le Crawli n'apporte plus de

modifications des caractéristiques cinématiques des mouvements de bras par rapport au tapis, comme il le fait lors des deux premiers mois.

5.4.3 Caractéristique des mouvements

5.4.3.1 La flexion et l'extension

On retrouve, dans l'Etude 4, comme c'était le cas dans l'Etude 3 sur les nouveau-nés, un nombre de flexions inférieur au nombre d'extensions dans la catégorie des mouvements de Step et l'inverse pour les mouvements de Kick/Pump. Ce résultat est moins significatif que dans l'Etude 3, mais toujours présent, et laisse penser que l'enfant bouge de la même façon qu'à la naissance. Ainsi les extensions, possiblement propulsives, sont privilégiées par rapport à des mouvements qui ne peuvent pas entraîner de propulsion en position ventrale. Cette préférence est toujours présente pour la catégorie des mouvements de Step mais, à la limite de la significativité à trois mois, et non significative à cinq. Toutefois, le nombre de sujets, comme le nombre de mouvements de Step, diminue à trois mois puis diminue fortement à trois mois, ce qui peut expliquer cette baisse de puissance de l'effet bien que la préférence soit, semble-t-il, conservée. Ceci laisse penser que la préférence pour les extensions au sein de la catégorie des mouvements de Step est une caractéristique stable de ces mouvements, intrinsèquement liée à la propulsion.

Comme à la naissance, les mouvements de Step ont des flexions plus courtes que les extensions, mais cette différence ne s'exprime qu'en condition Crawli, sur les jambes, à la fin du deuxième mois, et sur les jambes toutes conditions confondues à trois mois. Que ce résultat soit encore présent à la fin du deuxième mois semble logique, en effet, l'enfant est décrit dans la littérature comme étant en position de flexion majoritaire jusqu'à deux mois lorsqu'il est au repos (e.g. André-Thomas, Chesni, et Dargassies 1960), le passage de l'état d'extension à l'état de flexion lui est donc plus facile puisqu'il y rejoint son état naturel. Toutefois, ces temps plus courts pour les flexions persistent à trois mois, alors que l'enfant est sensé adopter une position où les jambes se détendent. Ceci s'explique peut-être par le fait que l'extension possiblement propulsive de Step de jambes est plus freinée par les forces de frictions qui résultent du tapis que ce que l'est la flexion. En effet il n'est pas rare que l'enfant applique la partie palmaire de ses orteils au contact du tapis lors de l'extension, ce qui a d'ailleurs été observé par de nombreux auteurs (e.g. Bauer 1926;

McGraw 1941; Katona 1989). Celle-ci produisant anatomiquement plus d'accroche que le dessus des orteils présenté lors de la flexion, permet la propulsion lors de l'extension et rallonge la durée du mouvement. C'est pourquoi la durée de l'extension de Step est logiquement supérieure à celle de la flexion de Step.

5.4.3.2 Les Step et les Kick

Les mouvements de Kick/Pump sont plus courts que les mouvements de Step à la fin du deuxième mois et à trois mois comme c'est le cas à la naissance et le sont aussi, mais uniquement pour les jambes, à cinq mois. Ce résultat est logique, compte tenu du contexte gravitaire dans lequel sont fait les Kick/Pump, et semble être stable lors du développement. Cependant, il ne s'observe plus sur les bras à cinq mois, où la durée des Pump devient similaire à celle des Step. Ce résultat va dans le sens des observations de McGraw, qui observe qu'à cet âge le maintien de la tête est bien maîtrisé et les bras sont capables d'assurer un bon maintien postural de la partie supérieure du tronc. C'est probablement pourquoi les mouvements de Pump sont faits avec autant d'aisance que les mouvements de Step, car la masse musculaire des bras, à cet âge, compense suffisamment le contexte gravitaire défavorable aux Pump.

Bien que les résultats de l'Etude 4 confirment certains résultats de l'Etude 3, et montrent qu'ils persistent dans le temps, ils révèlent aussi des changements importants dans la nature des mouvements produits au cours du premier semestre de vie. Toutes conditions et membres confondus, il apparaît clairement que l'enfant fait majoritairement des mouvements de Step dans les deux premiers mois de vie. Puis, la proportion de Kick/Pump augmente, jusqu'à s'équilibrer avec les Step à trois mois pour, finalement, devenir majoritaire à cinq. Cette évolution des Step vers les Kick semble largement être engendrée par les mouvements de jambes qui eux font plus de Kick dès trois mois. Ces mouvements de Kick sont décrits par McGraw pour les jambes en *phase B* et *C*, et pour les bras durant toute la période de disparition de la locomotion qui correspond aux phases allant de *B* à *F* dans son étude du développement de la mobilité ventrale (McGraw, 1941). Cependant, le Crawli permet de freiner légèrement ce changement de nature des mouvements en faveur du Kick. A trois mois s'observent en réalité toujours significativement plus de mouvements de Step que de mouvements de Kick/Pump sur le Crawli alors que c'est déjà l'inverse sur le Tapis, et à cinq mois la quantité de mouvements de Step et de Kick observée n'est pas significativement différente sur le Crawli (respectivement 7 et 10 mouvements) mais l'est largement sur le Tapis (3

contre 14). Sur le Tapis s'observent alors les mouvements de Pump de bras, que McGraw décrit comme majoritaires en *phase C* et comme seul comportement moteur notable de sa *phase D*, où les jambes ne bougent pas, selon elle.

C'est précisément ici que les résultats observés dans l'Etude 4 sont tout à fait contradictoires avec les observations de McGraw. Aux alentours de trois mois (*phase B*), toujours selon elle, les bras restent fléchis et ne bougent presque pas et ce sont surtout des mouvements de Kick de jambes qui sont observés. Puis, dans les trois mois suivants, le développement entraîne les jambes vers l'immobilité et les bras vers une augmentation de leurs mouvements dont la fonction est alors seulement posturale. Pourtant l'Etude 4 montre non seulement qu'à trois mois, les bras continuent de bouger, mais aussi que le développement entraîne une augmentation considérable des mouvements de jambes à cinq mois. Ces résultats sont confirmés par les scores 3D qui sont supérieurs pour les jambes par rapport au bras en condition Tapis dès trois mois, et plus fortement encore à cinq mois.

5.4.3.3 La co-activation

Par contre, les résultats de l'Etude 4 s'accordent avec les observations de McGraw qui démontrent un caractère moins coordonné des mouvements au cours du développement du premier semestre. A la fin du deuxième mois, le Crawli permet, comme à la naissance, une meilleure co-activation des membres que ce que permet le tapis, mais ce n'est plus le cas à trois mois ni à cinq. Toutefois, la co-activation des paires de membres reste très majoritairement supérieure au hasard à tous les âges testés, ce qui modère tout de même le caractère désorganisé avancé par McGraw. La co-activation alternée est majoritaire à la fin du deuxième mois, ce qui s'observe lors de la marche à quatre pattes mature pour les paires de bras, de jambes et les deux paires homolatérales (Freedland & Bertenthal, 1994). Toutefois, ce signe précoce d'une bonne co-activation ne s'observe plus à trois ou à cinq mois, et c'est même l'inverse qui s'observe à cinq mois, avec une préférence pour la co-activation parallèle. Il s'observe enfin, à la fin du deuxième mois et à trois mois, une préférence pour la co-activation des bras. Peut-être est-il possible que le fait que l'enfant utilise ses bras pour des raisons posturales, pour soulever son tronc et sa tête, pousse ces deux membres à fonctionner ensemble très tôt. Ainsi, les résultats de l'Etude 4 sur la co-activation corroborent les observations de la littérature tout en montrant qu'une certaine organisation reste présente tout au long du deuxième semestre. Cependant, les co-activations sont calculées sur tous les mouvements

(de Step et de Kick/Pump)⁴⁷. Ainsi, il est possible que le grand nombre de mouvements de Kick/Pump produit à trois et à cinq mois, vienne estomper le caractère plus mature de la co-activation observée à la naissance et à la fin du deuxième mois, lorsque les mouvements de Step sont majoritaires.

5.4.3.4 Etude longitudinale

Les courbes de développement des sujets suivis longitudinalement présentées en section 5.3.11.2 confirment ce qui s'observe en analysant chaque tranche d'âge de façon séparée comme il est fait dans la majeure partie de l'Etude 4. Pour six sujets sur sept, le Crawli augmente le nombre de Step de bras depuis la naissance jusqu'à cinq mois, avec une diminution de cet effet en général à partir de trois mois. Pour ce qui concerne les Step de jambes, l'effet du Crawli versus Tapis est très variable mais, quelle que soit la condition, on constate une diminution en règle générale du nombre de Step de jambes à partir de trois ou cinq mois. En revanche le nombre de Kick de jambes augmente régulièrement depuis la naissance quelle que soit la condition. Enfin le nombre de Pump de bras quant à lui est plus variable selon le sujet, mais semble globalement augmenter au cours du temps.

5.4.4 Cinématique des mouvements

Tout comme l'Etude 3, l'Etude 4 est la première à analyser la cinématique des mouvements en mobilité ventrale, cette fois ci lors du premier semestre de vie. Les résultats issus de cette analyse viennent compléter et enrichir les observations précédentes.

5.4.4.1 Cinématique des articulations

A la naissance s'observe des résultats très similaires des différents facteurs sur les vitesses maximales et sur les amplitudes. Les résultats montrent que c'est encore largement le cas tout au long du premier semestre, où ces deux variables dépendantes continuent de varier ensemble, ce qui est le signe d'une certaine harmonie des mouvements produits. Cependant, cette symétrie des effets est légèrement altérée à trois et cinq mois. Cela semble s'accorder avec les observations de

⁴⁷ Voir Etude 1 section 2.2.6.2 page 92

McGraw, qui parle de désorganisation des mouvements de la mobilité ventrale, terrestre et aquatique (McGraw 1939; McGraw 1941) mais peut aussi être due au nombre très restreint de sujets sur lesquels les analyses sont faites à ces âges.

5.4.4.2 Cinématique des Step et des Kick

L'analyse cinématique montre qu'à partir de trois mois, les mouvements de Kick de jambes sont favorisés par la condition Tapis. En effet, les mouvements (Step et Kick) de jambes sont significativement plus amples et plus rapides sur le Tapis à trois mois et seulement plus rapides à cinq. Cet effet général à trois mois est certainement à mettre sur le compte des mouvements de Kick, car les résultats montrent que c'est particulièrement les flexions de Kick qui sont plus amples, et les mouvements de Kick de jambes qui sont plus rapides. Ceci laisse penser, bien que le nombre de sujets soit faible, que le Crawli inhibe les mouvements de Kick de jambes. Toutefois, le Crawli étant conçu pour favoriser les mouvements possiblement locomoteurs, il semble normal qu'il ne favorise pas les mouvements de Kick mais seulement les mouvements de Step, comme il a été montré précédemment pour les bras.

Les données cinématiques montrent aussi que, comme à la naissance, le profil cinématique des mouvements de Step reste détaché de celui des mouvements de Kick/Pump au cours du développement lorsqu'on les compare sans distinction de condition. Les Step sont plus longs en durée, plus amples et plus rapides que les mouvements de Kick/Pump, à la fin du deuxième mois et à trois mois, comme dans l'Etude 1, et sont plus amples et plus rapides à cinq mois. Ainsi les mouvements de Step sont produits d'une façon différente des mouvements de Kick/Pump, tout au long du développement du premier semestre, et ces deux catégories conservent des profils bien distincts, ce qui renforce l'hypothèse d'une fonctionnalité différente, le Step pour la propulsion et le Kick pour la posture.

5.4.4.3 Cinématique des mouvements de jambes et de bras

Les résultats de l'Etude 4, appuient ceux de l'Etude 3 sur les cinématiques différentes des mouvements de jambes et de bras. Les mouvements de jambes ont des durées plus longues, sont plus amples et plus rapides que ceux des bras à la fin du deuxième mois, sont plus amples à trois mois et sont plus rapides à cinq mois. A la fin du deuxième mois, cette différence semble venir des mouvements de Step de jambes qui ont des durées plus longues, sont plus amples et plus rapides

que les mouvements de Step de bras. Par contre à trois mois, c'est plutôt sur les mouvements de Kick que s'observent des mesures plus élevées pour les jambes. En effet les mouvements de Kick de jambes ont des durées plus longues et sont plus rapides que les mouvements de Pump de bras en Tapis à trois mois. A cinq mois, les jambes et les bras ont des cinématiques différentes dans les deux catégories de mouvements : les Step de jambes ont des durées plus longues que ceux des bras et les Kick de jambes sont plus amples et plus rapides que les Pump de bras. Ainsi durant tout le développement du premier semestre de l'enfant, les jambes effectuent des mouvements aux profils cinématiques différents de ceux des bras. Si les longueurs des membres inférieurs et supérieurs ne sont pas très différentes, les volumes musculaires le sont, avec une puissance musculaire de la jambe qui semble logiquement supérieure à celle du bras, et qui suffirait à expliquer cette différence qui s'observe à tous les âges testés.

Il faut noter que la cheville dans le Kick possède un déplacement dans l'axe longitudinal du corps que ne possède pas la main dans le Pump. Ainsi ce caractère plus rapide et ample du Kick par rapport au Pump et sa présence très importante à partir de trois mois, permet de penser qu'il pourrait être un Step non abouti, par manque de puissance dans les fléchisseurs de la hanche, alors que le Pump aurait une fonction posturale.

5.4.4.4 Cinématique et modalité de flexion et d'extension

Pour ce qui est des modalités de mouvements (flexions ou extensions) là aussi il s'observe quelques différences cinématiques. L'Etude 3 montre qu'à la naissance la flexion est plus courte, comme rappelé précédemment, mais aussi plus ample et plus rapide que l'extension, ce qui laisse penser qu'elle est facilitée car le membre retourne ainsi dans sa position préférentielle de repos. A la fin du deuxième mois c'est toujours ce qui s'observe mais pour les jambes uniquement, où non seulement les flexions ont des durées plus courtes, comme il a été dit précédemment, mais elles sont aussi plus amples et plus rapides que les extensions. A trois mois on retrouve des flexions de Step de jambes qui ont des durées plus courtes et qui sont plus amples que les extensions. Toutefois, il s'observe à trois mois des durées d'extension de Kick plus rapides que celles des flexions à l'inverse de ce qui est observé pour les Step et encore une fois sur le faible nombre de sujets analysés. Comme évoqué ci-dessus⁴⁸, la flexion de Step semble plus aisée que l'extension à la naissance mais aussi lors du développement, en particulier pour les jambes, alors que l'enfant

⁴⁸ Voir section 5.4.3.1 page 270

adopte une position de repos en extension à trois mois. Ceci renforce l'hypothèse d'une caractéristique de mouvements propre à la fonction propulsive, conservée au cours du développement.

5.4.4.5 Cinématique et latéralité

Enfin il ne s'observe plus lors du premier semestre, de préférence pour la droite observée sur les mouvements de bras de l'Etude 1 et sur les scores 3D des bras de l'Etude 3. Par contre les analyses cinématiques révèlent qu'à trois mois, les extensions de Step en tapis ont des durées plus longues à droite qu'à gauche et que les articulations distales lors des mouvements de Kick sont plus amples et plus rapide à droite qu'à gauche. Ainsi, cette préférence pour des mesures plus importantes à droite qu'à gauche ne s'observe que légèrement à trois mois, et n'est certainement pas déterminé si tôt dans le développement.

Au-delà des précisions que ces résultats cinématiques apportent sur les observations issues du codage, elles permettent d'établir une base de données importante sur la nature des mouvements produits à ces âges.

5.4.5 Effet des co-variables

5.4.5.1 Effet de l'état de la prise alimentaire

Le groupe A de la population j50 de l'Etude 4 permet d'étudier l'effet de l'état de satiété sur les différentes variables par une mesure répétée, avant et après la tétée. Comme à la naissance, à la fin du deuxième mois, l'état de faim augmente la durée des pleurs, augmente le nombre de mouvements (et particulièrement celui des Step et celui des jambes) et augmente les scores 3D. Par contre, contrairement à ce qui s'observe à la naissance, la faim ne diminue pas les durées de mouvements et n'a pas d'effet sur la co-activation. Ainsi, à la fin du deuxième mois la faim augmente les mouvements de Step et les mouvements de jambes, agissant ainsi sur la quantité de la réponse motrice mais elle ne parvient plus à changer la qualité du mouvement produit, comme c'est le cas à la naissance. Après plus d'un mois de vie, le cycle d'alimentation de l'enfant commence à se mettre en place. Il est possible que les effets produits par la faim sur la motricité de l'enfant à la naissance, diminuent avec une prise alimentaire plus régulière. Toutefois, le fait que

le nombre de mouvements de jambes et de Step soit augmenté permet de penser que la faim entraîne toujours à cet âge une réponse en mobilité quadrupède orientée vers la propulsion.

5.4.5.2 Effet du type d'alimentation

A la fin du deuxième mois une plus forte mobilité quadrupède n'est plus observée pour les enfants nourris au lait maternel par rapport aux enfants nourris au biberon, et il ne s'observe pas non plus d'effet du type d'allaitement qu'ils ont reçu à la naissance (car certains ont changé d'alimentation entre leur naissance et leur deux mois). A la fin du deuxième mois, qu'il soit nourri au sein ou au biberon, les quantités ingérées par l'enfant sont probablement les mêmes. En revanche, comme il a été dit dans l'Etude 3, le nouveau-né de 2 jours de vie, nourri au sein, reçoit des petites quantités comparativement au nouveau-né nourri au biberon, ce qui pourrait alors expliquer cette différence observée entre les deux populations, qui ne s'observe plus à deux mois. Il est possible que le volume plus important de la prise au biberon entraîne un effet de satiété qui diminue les mouvements, même plus longtemps après la dernière tétée. Toutefois, il est aussi possible que ce soit le très riche colostrum contenu dans le sein qui ferait bouger plus les nouveau-nés qui le reçoivent.

5.4.5.3 Effet de l'âge de terme

A la fin du deuxième mois, l'augmentation de l'âge du terme a toujours un effet positif sur le nombre de mouvements et un effet négatif sur la co-activation des mouvements, comme c'est le cas dans l'Etude 3. Même si elle est moins prononcée cette surprenante différence conservée à la fin du deuxième mois sur une population d'enfants nés à terme sera à approfondir.

5.4.5.4 Effet des pleurs

Les enfants continuent de pleurer plus longtemps sur le Crawli que sur le tapis jusqu'à trois mois. A cinq mois il ne s'observe plus de différence significative entre les conditions, possiblement à cause du nombre de sujet trop faible, mais cette durée globale est bien inférieure, peut-être parce que la position sur le ventre commence à être mieux acceptée à cet âge.

A l'inverse de ce qui s'observe à la naissance, à la fin du deuxième mois la durée des pleurs n'a pas d'effet sur le nombre de mouvements produits en condition Crawli, ni d'effet d'interaction entre les différents facteurs intra-sujets. Les différences de quantité de mouvements observées, la

préférence pour les mouvements de Step et l'implication égale des bras et des jambes en condition Crawli par rapport à la condition Tapis ne sont donc pas dues à une plus grande quantité de pleurs. A cet âge les enfants sont, pour la plupart, très rarement positionnés sur le ventre, ce qui peut expliquer ce malaise exprimé par les pleurs, qui sont élevés quelle que soit la condition, et qui s'exprime plus encore lorsque le ventre reçoit plus de poids, comme c'est le cas sur le Crawli.

5.4.6 Limites de l'étude

L'Etude 4 souffre de deux principaux problèmes. Le premier est la perte trop importante de sujets en population j100 et j150, non contrebalancée par un recrutement tardif. En effet à trois et cinq mois le faible nombre de sujets permet d'avoir un aperçu de ce qu'est la mobilité ventrale à ces âges là mais appelle à la prudence quant à la généralisation de ces résultats, particulièrement pour les variables comme la durée, l'amplitude et la vitesse des mouvements, où des données manquantes réduisent encore le nombre de sujets. Cette réduction du nombre de sujets pour cause de valeur manquante dans un des facteurs observés aurait pu être contournée par l'utilisation de modèles linéaires mixtes, et il faudra reconsidérer cet outil statistique à l'avenir.

La deuxième critique majeure vient du choix de n'avoir que multiplié les dimensions du CrawliSkate de taille 1 par un facteur unique s'appliquant à l'ensemble des mesures (x1.2 pour la taille 2 et x1.4 pour la taille 3) et non d'avoir reconsidéré l'enfant de trois et cinq mois comme disposant de rapports morphologiques aux proportions différentes de celles du nouveau-né. Ce constat concerne surtout les mouvements de jambes à partir de trois mois. En effet, lors des deux premiers mois de vie, les jambes possèdent la longueur et la force musculaire adaptées pour effectuer des mouvements de Step possiblement locomoteurs, sans surélévation nécessaire au niveau du pelvis. Par contre, à partir de trois mois, il semble que les jambes grandissent plus que les bras, gagnent surtout en masse grasse (Fomon, 1967) et que le Crawli n'est pas assez surélevé au niveau du pelvis pour permettre une bonne expression des mouvements de jambes. Le Crawli n'encourage plus les mouvements de Step de jambes, qui sont alors remplacés sur le tapis comme sur le Crawli, par des mouvements de Kick. Par le développement morphologique dissymétrique entre les jambes et les bras, l'enfant de trois et cinq mois sur le Crawli ne subit plus de la même façon les contraintes biomécaniques sur ses membres inférieurs et supérieurs et, contrairement à la

naissance où la répartition semble homogène sur le Crawli, les jambes subissent probablement plus de pression que les bras à partir de trois mois (voir Figure 89).

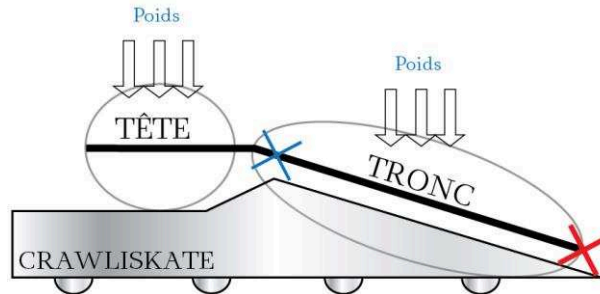


Figure 89: Schéma représentant la répartition des pressions des masses du corps de l'enfant de trois et cinq mois sur le Crawli.

Pour compenser ce développement plus important des membres inférieurs il aurait fallu créer des CrawliSkates qui surélèvent légèrement les jambes. En effet un facteur multiplicateur des longueurs entre la taille 1 et les tailles 2 et 3 augmente la distance entre les épaules et le sol mais les hanches, se situant à la base de la pointe arrière du Crawli ne bénéficient que d'une élévation infime lors d'une multiplication des longueurs et des largeurs du dispositif (voir Figure 90).

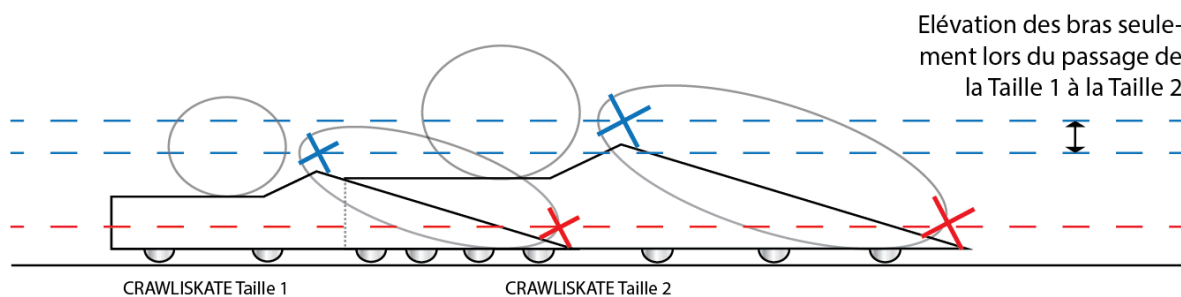


Figure 90 : Crawli de tailles 1 et 2, les croix rouges représentent les jambes et les croix bleues représentent les bras. Alors que les jambes grandissent plus que les bras, elles ne bénéficient pas du passage de la Taille 1 à la Taille 2

5.4.7 Conclusion

Les résultats de l'Etude 4 permettent pour la première fois d'observer qu'il n'y a pas de disparition de la mobilité ventrale quadrupède et propulsive lors du premier semestre de vie. De plus l'Etude 4 appuie les résultats de l'Etude 3, à des âges plus tardifs du développement, et montre que l'implication des jambes et des bras se fait à quantité égale, durant tout le premier semestre de vie, si l'on met l'enfant dans un contexte environnemental favorable.

L'Etude 4 montre d'abord que les nouveau-nés font deux fois moins de mouvements que ce que font les enfants à la fin du deuxième mois de vie. Ainsi s'observe une distinction entre l'enfant de deux jours et l'enfant de la fin du deuxième mois qui n'est pas mentionnée par les principaux auteurs et qu'il faudra approfondir. Cependant, Stirnimann avait tout de même observé un pourcentage supérieur de reptation lorsque les enfants étaient testés à 15 jours de vie, par rapport à la naissance (Stirnimann, 1938). Cette observation rejoint aussi ce qui s'observe sur le *stepping* à deux mois (Barbu-Roth et al., 2015). Il serait intéressant de multiplier les observations entre la naissance et deux mois pour comprendre si cette progression est linéaire ou si le nombre de mouvements double très rapidement après la naissance, ce qui pourrait être un signe que la réduction de mouvements à la naissance est à mettre sur le compte des circonstances extrêmes de l'accouchement.

Ensuite, l'Etude 4 montre que la nature des mouvements produits par l'enfant évolue, ceux-ci semblant moins enclins à la locomotion, mais que l'utilisation du Crawli permet de freiner ce passage des mouvements de Step vers les Kick/Pump qui s'opère au cours du premier semestre. Il est possible de penser que, tout comme pour le *stepping* (Thelen et al., 1984), le développement dissymétrique des masses grasses et des masses maigres modifie aussi la mobilité ventrale quadrupède. Les études futures devront alors corriger le problème matériel évoqué ci-dessus afin d'utiliser des CrawliSkates permettant une légère surélévation du pelvis. En réduisant ainsi les contraintes biomécaniques des jambes il sera possible de déterminer si les caractéristiques des mouvements observés à la fin du deuxième mois se maintiennent à trois et cinq mois.

Toutefois, le besoin principal du nouveau-né, en venant au monde, est certainement la survie, ainsi son comportement locomoteur est en adéquation avec ce besoin puisqu'il lui permet d'aller prendre la tétée (e.g. Chaturvedi 2008; Radhakrishnan 2012). Plus tard dans le deuxième semestre, le développement du maintien de sa tête et le développement de son acuité visuelle lui permettent

d'entrer plus intimement en contact avec son environnement proche. Il est possible que le besoin de stabilité posturale, sous tendu par ce contexte de curiosité nouvelle qui s'accompagne d'un bon maintien de la tête et de l'horizontalisation du regard en position ventrale, force la mobilité quadrupède à changer de nature, favorisant alors les mouvements posturaux que seraient les Kick/Pump. Entre trois et cinq mois, les bras servent alors de piliers pour soutenir l'enfant quand il relève le haut de son tronc et sa tête pour regarder autour de lui. Toutefois, comme aucune stimulation n'est donnée à l'enfant, il est probable que sa « volonté » de se déplacer soit faible, d'autant plus en une minute seulement. Ce choix d'une observation d'une minute a été fait pour être comparable à l'Etude 1 et 3 mais peut être qu'au deuxième trimestre, les enfants n'expriment pas si rapidement un comportement majoritairement locomoteur.

Enfin, le manque de pratique de la mobilité quadrupède après la naissance, pour des raisons essentiellement culturelles, entraîne aussi certainement une décroissance des mouvements locomoteurs, alors non sollicités. C'est pourquoi dans les études futures, il serait intéressant de tester les effets de l'entraînement à la mobilité ventrale quadrupède et propulsive, comme il a été fait pour le *stepping* (André-Thomas, 1953; P R Zelazo et al., 1972), afin de déterminer si, par cet entraînement précoce, la marche à quatre pattes survient plus tôt et est de meilleure qualité que la marche bipède.

Quoi qu'il en soit, la mobilité quadrupède est loin d'être le réflexe décrit par certains auteurs, destiné à disparaître. Au contraire, la mobilité quadrupède continue tout au long du premier semestre de porter en elle de nombreuses caractéristiques de la marche à quatre pattes mature, bien qu'elle n'en soit, à cet âge, qu'une ébauche. Il aurait été bien entendu intéressant de tester des sujets plus âgés, mais d'autres l'ont déjà fait. Les auteurs commencent à observer une mobilité ventrale à partir de six mois (Adolph et al., 1998), ce qui correspond à l'âge du sujet testé le plus âgé, qui exprime d'ailleurs tout à fait la phase de « pivot » que décrivent Adolph et son équipe. Ainsi, la mobilité ventrale évolue depuis la naissance jusqu'à la marche à quatre pattes mature sans qu'il ne s'observe de véritable disparition telle qu'elle est décrite dans la littérature.

6 Discussion générale

6.1 Questions principales et réponses apportées

La locomotion autonome est une étape clef du développement de l'être humain, qui débute dans la majorité des cas par la maîtrise progressive de la mobilité quadrupède entre 6 et 10 mois chez le nourrisson. Cependant, dès la naissance, le nouveau-né est déjà capable de se propulser de manière autonome en position ventrale. Curieusement, les travaux existants sur cette activité précoce sont rares et ne s'appuient ni sur un protocole expérimental rigoureux, ni sur une analyse statistique, ni même sur un codage des mouvements étudiés. L'origine de ce constat est probablement dûe au fait, qu'en dehors de quelques rares auteurs, la plupart considèrent que la mobilité quadrupède du nouveau-né en position ventrale n'est qu'un simple réflexe destiné à disparaître très rapidement, sans aucun lien avec la marche mature, réflexe qui a pour objectif principal de permettre au nouveau-né de se propulser jusqu'au sein maternel dès les premières heures de vie.

De manière surprenante, la mobilité bipède ou stepping, qui existe également chez le nouveau-né, a été l'objet de très nombreuses études alors que cette marche primitive n'est ni naturelle ni autonome, puisqu'elle nécessite de soutenir l'enfant en position érigée sur un tapis. Cet intérêt particulier pour le stepping provient sans doute de son apparente similitude avec la marche bipède mature. Effectivement, plusieurs études ont suggéré qu'il existait un lien entre la marche bipède adulte et primitive, cette dernière étant déjà une activité complexe, contrôlable par de nombreux facteurs à un niveau spinal et supra spinal, en particulier par la vision. De plus, si le stepping est pratiqué de façon journalière depuis la naissance, il ne disparaît pas et donne naissance à une marche bipède mature plus précoce et de meilleure qualité.

La question qui est posée dans cette thèse est de savoir si la marche quadrupède du nouveau-né n'est réellement qu'un réflexe amené à disparaître rapidement ou si :

- Comme quelques rares observations précédentes le suggèrent, la marche quadrupède du nouveau-né est déjà une activité complexe impliquant possiblement les jambes et les bras.
- Cette activité est contrôlable par des facteurs supra spinaux comme la vision.
- Cette activité disparaît rapidement après la naissance ou au contraire, est maintenue au cours du développement, ouvrant la possibilité qu'elle soit en lien avec la marche mature.

L'objectif de ce travail de thèse est de répondre aux questions suivantes, qui ont été posées dans l'introduction⁴⁹ :

- Quelles sont les caractéristiques quantitatives et qualitatives de la mobilité quadrupède spontanée du nouveau-né en position ventrale ?
- En particulier, de quelle façon les bras sont impliqués dans le processus ?
- S'observe-t-il une propulsion, et si oui, de quelle nature est-elle ?
- Cette mobilité quadrupède est-elle modifiable par des flux optiques à la naissance, comme c'est le cas pour le *stepping* ?
- Comment ce comportement se développe-t-il dans les cinq premiers mois de vie ?
- Des facteurs biomécaniques ont-ils un rôle dans son expression et son développement ?

Par un travail de codage image par image des mouvements de bras et de jambes sur vidéo, l'Etude 1 montre qu'en position ventrale sur un tapis, les mouvements de bras sont bloqués par le poids de la tête et du tronc et que ce sont les jambes qui participent majoritairement aux mouvements dont les caractéristiques sont essentiellement propulsives. Cependant, même dans cette condition, 20% des nouveau-nés arrivent à produire une « mobilité quadrupède complète », qui correspond à 5 mouvements possiblement propulsifs effectués sur chacun des 4 membres pendant une minute. De manière intéressante, le nouveau-né est capable d'augmenter le nombre de ses mouvements potentiellement propulsifs de jambes lorsqu'il est visuellement stimulé par un flux optique simulant son déplacement vers l'avant ou vers l'arrière, comme il le fait lors du *stepping*. Toutefois ces résultats, qui tendent à montrer que la mobilité quadrupède bénéficie d'un contrôle visio-moteur, ne s'observent pas sur les mouvements de bras, dont le nombre est trop faible.

L'Etude 2 a consisté à construire un dispositif appelé le *CrawliSkate* afin de libérer les mouvements des bras du nouveau-né et faciliter sa propulsion en marche quadrupède.

L'Etude 3 a permis de comparer les performances des nouveau-nés sur Tapis ou sur le *Crawli* en codant les mouvements sur vidéo et en analysant leurs caractéristiques cinématiques. Cette étude montre que l'implication des bras est quantitativement égale à celle des jambes, lorsque les jambes

⁴⁹ Voir Introduction, section 1.6.2 page 68

et les bras sont placés sous les contraintes biomécaniques comparables du Crawli : dans cette condition, plus de la moitié des nouveau-nés expriment ce qui est appelé ici une « mobilité quadrupède complète ». L'Etude 3 montre également que les mouvements produits par les jambes et les bras possèdent de nombreux caractères favorables à la propulsion vers l'avant, notamment par l'analyse de la cinématique de ces mouvements. De plus, l'Etude 3 révèle l'influence de certains facteurs, cette mobilité quadrupède augmentant avec l'âge du terme du nouveau-né, le temps écoulé depuis la dernière tétée, l'alimentation au sein comparativement au biberon, mais aussi avec le niveau d'excitation qui, contrairement aux trois précédents facteurs, pourrait tout à fait être directement ou indirectement modulé par la production motrice elle-même. Quoi qu'il en soit l'Etude 3 met en exergue le côté variable de la mobilité quadrupède du nouveau-né, ainsi que la dépendance au contexte des quantités et qualités de sa production motrice.

Enfin, l'Etude 4 montre, à contre sens de la littérature sur le sujet, que le caractère complet et propulsif de la mobilité quadrupède ne disparaît pas au cours du développement mais qu'il est bel et bien conservé durant tout le premier semestre de vie, faisant ainsi le pont avec les précurseurs de la marche à quatre pattes étudiée dans la littérature (Adolph, Vereijken, et Denny 1998). L'Etude 4 montre tout de même que la mobilité quadrupède se transforme. Les mouvements possiblement propulsifs, diminuent en nombre au profit de mouvements qui sont soit des tentatives de mouvements locomoteurs, soit des mouvements posturaux. De plus les résultats de l'Etude 4 suggèrent que l'expression de la mobilité quadrupède est moins dépendante du contexte chez le nourrisson que ce qu'elle l'est chez le nouveau-né, et s'observe chez la plupart des enfants laissés seuls sur le ventre pendant une minute.

6.2 Littérature, résultats et théories du développement

Tous les travaux concernant la mobilité quadrupède du nouveau-né, ont été conduits par des auteurs appartenant au courant des maturationnistes. Ainsi leurs observations sont faites sous la lumière de la maturation neurale, et notamment sous le célèbre développement céphalo-caudal*. Le travail qui est présenté dans cette thèse offre un champ nouveau d'interprétation sur la nature du comportement observé, qui donne une importance majeure aux phénomènes exogènes et

environnementaux dans la nature de la mobilité quadrupède du nouveau-né, comme c'est le cas pour les travaux sur le stepping.

Comme il a été dit dans l'introduction et rappelé au début de cette discussion, les études sur le stepping ont montré que c'était une activité complexe et contrôlable par de nombreux facteurs intrinsèques ou exogènes depuis la naissance et au cours du développement. Toujours d'après ces études le stepping serait loin d'être un réflexe stéréotypé mais au contraire, une activité qui ne disparaît pas au cours du développement et possiblement en lien avec la marche mature.

Les résultats apportés par les études 1, 3 et 4 présentées dans ce document, renforcent l'idée que la mobilité quadrupède, ce « neonatal crawling », est également très certainement bien plus qu'un simple réflexe stéréotypé destiné à être progressivement inhibé par la maturation corticale.

Pour prendre un exemple concret : Myrtle McGraw, qui est de loin celle qui a le plus étudié le comportement quadrupède du très jeune enfant, explique que les bras sont moins impliqués dans ce qu'elle appelle les « reflex crawling movement⁵⁰ » parce que le développement cortical, qui se fait de la tête vers les jambes, marque déjà dès la naissance un effet inhibiteur sur les membres supérieurs, qui sont plus proches du cerveau. Cet exemple est pris ici car il reflète tout à fait la logique de McGraw et de ses contemporains lorsqu'ils interprètent leurs observations.

Cependant, l'Etude 3 montre que les bras sont capables de bouger autant et avec la même préférence pour les mouvements possiblement locomoteurs que les jambes, dès lors qu'ils sont positionnés dans un environnement où ils subissent des contraintes égales à celles des jambes. Ces résultats contredisent l'hypothèse céphalo-caudale d'un développement cortical qui inhiberait en premier les bras puis les jambes à partir de la naissance. Néanmoins, les observations de McGraw, bien qu'elles soient relativisées par l'Etude 3, ne s'avèrent pas complètement fausses. Les analyses de la co-activation et de la cinématique de l'Etude 3 montrent que les bras et les jambes ne s'activent pas exactement de la même façon. Avec une vision dynamique du développement, il faut noter que, la perception visuelle se faisant au niveau de la tête, le nouveau-né perçoit ses bras de façon privilégiée, et interagit plus facilement avec eux. Ce biais commence d'ailleurs certainement chez le fœtus où les interactions bras-tête sont plus fréquentes que jambes-corps. Ainsi les bras pourraient acquérir une motricité différente par simple proximité avec la tête. Il faut ajouter à cela

⁵⁰ Pour « mouvement reflexe de reptation »

les différences d'écartement entre les deux jambes et les deux bras. En effet, entre les deux membres supérieurs se trouvent de nombreux organes vitaux volumineux, alors que les membres inférieurs sont côte à côte. Cette différence anatomique, sans oublier le degré de liberté bien supérieur des bras, pourrait expliquer les différences observées dans les mouvements produits comme, par exemple le fait que les jambes se co-activent plus de façon parallèle que les bras.

6.3 Un schéma général de la mobilité des membres à la naissance ?

Le fait que le nourrisson fasse des mouvements spontanés de jambes au caractère alterné lorsqu'il est mis sur le dos, le « kicking » dans la littérature, a longtemps été considéré comme un comportement de nature différente de la marche érigée automatique (Peiper, 1964). En effet, le kicking ne nécessite pas de stimulation de la plante des pieds et ne disparaît pas lors du développement. Le stepping et le kicking sont donc étudiés, comme deux comportements distincts. Toutefois, Thelen et Donna Fisher (Thelen et Fisher 1982) montrent, par l'étude de données cinématiques et électromyographiques recueillies longitudinalement, que le stepping et le kicking partagent les mêmes synergies musculaires. Elles montrent que le nombre de pas produits en kicking augmente au cours du premier semestre et émettent l'idée que la posture générale de l'enfant durant cette période, expliquerait simplement la diminution du stepping et l'augmentation du kicking. De plus, Hans Forssberg montre plus tard des similitudes électromyographiques étonnantes entre ces deux comportements (Forssberg 1985). Il est alors permis d'envisager ces deux comportements perçus historiquement comme de nature différente, comme étant en réalité la résultante d'un seul et même comportement qui s'exprime dans deux contextes différents. Ainsi dans les années 80, se produit une évolution des mentalités au sujet du développement moteur, évolution qui découle en partie de cette hypothèse.

La façon de déclencher le stepping impose à l'expérimentateur un maintien de la position érigée du nouveau-né par une prise stable et bi-manuelle sous les aisselles (McGraw 1932). Il est clair que ce maintien sous les aisselles et non autour du tronc, s'impose de façon à ne pas gêner la

respiration au niveau de la cage thoracique. Cependant cette technique bloque, sinon restreint grandement, les possibilités de mouvement au niveau des bras. Que l'on se réfère aux illustrations fournies dans les différents articles, aux descriptions écrites ou à la pratique clinique, le même constat s'observe : il est difficilement possible pour le nouveau-né, quand bien même ses bras seraient mobilisés dans le comportement du stepping, d'en exprimer les mouvements. Le bras n'est, de plus, que très rarement considéré comme un organe locomoteur et il n'est jamais fait mention de son observation dans les études sur le stepping.

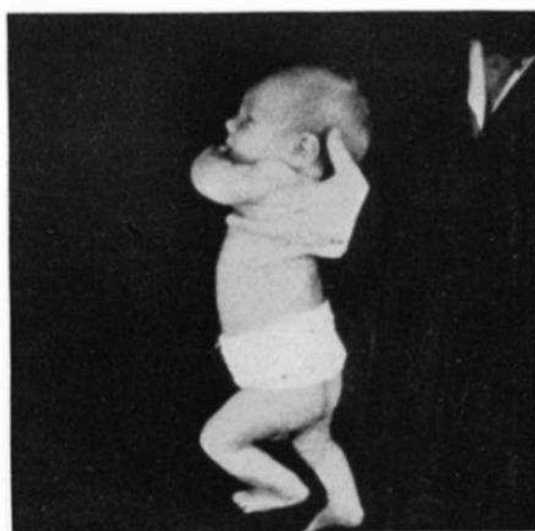


Figure 91: Photographie du *stepping* d'un nouveau-né extrait de l'article *From Reflex to Muscular Control in the Assumption of an Erect Posture and Ambulation in the Human Infant*, McGraw 1932

La marche quadrupède, au contraire, permet l'expression des mouvements des bras et des jambes en particulier dans le contexte du *Crawli*. Ainsi, comme pour le *stepping* et le *kicking*, il est possible de penser la mobilité quadrupède et le *stepping* comme n'étant qu'un seul et même comportement potentiellement locomoteur du nouveau-né, qui s'exprime différemment selon le contexte, mais aussi selon ce que l'on veut observer. Il est d'ailleurs intéressant de remarquer qu'Elisabeth Hurlock, dans sa classification des mouvements étudiés chez le nouveau-né, associe dans les

années 30 le stepping de McGraw et le « Kriechphanomen⁵¹ » de Bauer en un seul et même comportement qu'elle nomme « prancing » pour cabrement (Hurlock 1933). Quoiqu'il en soit le stepping n'est pas un comportement produit par le nouveau-né de façon autonome, le stepping n'est que la production expérimentale d'un contexte environnemental où s'observe un schéma locomoteur dans lequel l'adulte se reconnaît. Ce qui s'observe est plus une marche contrainte qu'une marche autonome.

Cette idée de l'existence d'un schéma moteur général s'exprimant différemment selon les contextes des différentes études est évoquée par Philip Zelazo et Michael Weiss dans leur article sur le comportement de nage appelé « swimming⁵² ». Comme il a été montré précédemment, ils observent une grande homogénéité des mouvements observés entre différentes tranches d'âges et sont tout à fait contre l'hypothèse de l'inhibition corticale. Ces auteurs pensent que le kicking, le stepping, le swimming observé à la naissance et leur swimming testé à partir de 4 mois jusqu'au 16^{ème} mois sont l'observation du même comportement moteur général sous des demandes écologiques différentes. Ils observent une progression très rapide de la coordination des jeunes enfants immergés et disent : « Il est peu probable que les comportements de natation tels que les flexions du bras et les coups de jambes se soient formés en quelques minutes sans le bénéfice *d'une organisation* inhérente. Cependant il est plus probable que le kicking étudié par Thelen et al., le stepping rapporté par P. R. Zelazo et al. (1972), les mouvements de jambes *produits dans l'eau et rapportés par McGraw, et cette étude [c.a.d. l'étude du swimming de 4 à 16 mois] soient les mêmes patterns moteurs* sous des demandes écologiques radicalement différentes. »⁵³ (Philip Roman Zelazo et Weiss 2006 page 17)

De même, il semblerait que la mobilité quadrupède observée dans les études de ce rapport de thèse soit à mettre en lien avec ce qui s'observe dans d'autres positions, bien que le contexte particulier de contact tactile des quatre membres en position ventrale, permette d'observer une propulsion autonome qui ne s'observe pas dans un contexte de stepping ou de kicking. Il serait toutefois intéressant dans le futur d'observer les mouvements de bras au même titre que les mouvements de jambes, lors d'études de stepping en position érigée ou de kicking en position dorsale. Pour le

⁵¹ Pour « phénomène de reptation »

⁵² Pour « action de nager »

⁵³ Traduction de « it is more likely that leg kicks in a supine position studied by Thelen et al., stepping in a supported vertical orientation reported by P. R. Zelazo et al. (1972), and leg kicks in a prone position in water reported by McGraw (1939) and this study are the same motor patterns under radically different ecological demands.

stepping il serait nécessaire de libérer les bras en tenant l'enfant au niveau du tronc ou des hanches. Pour le kicking il serait intéressant de comparer la cinématique des mouvements de bras et de jambes avec les mouvements décrits par le groupe de Prechtl qui observe les nouveau-nés et nourrissons sur le dos (e.g. Prechtl 1997).

6.4 Locomotion, propulsion et quadrupédie

Les mouvements de bras autant que les mouvements de jambes ont à la naissance un caractère indéniablement locomoteur, comme le montrent les résultats de l'Etude 3 sur le Crawli par plusieurs aspects : 1) les mouvements possiblement propulsifs dans l'axe longitudinal du corps sont majoritaires, 2) ces mouvements de bras ne sont pas passivement entraînés par une propulsion qui viendrait des jambes et 3) il s'observe des co-activations entre les bras et les jambes qui possèdent un profil similaire à ce qui s'observe sur la quadrupédie mature. Ainsi, lors de la mobilité quadrupède précoce, les bras et les jambes travaillent ensemble dans un élan commun possiblement propulsif.

Cette observation rappelle celle du groupe de Dietz qui observe une coordination neuro motrice quadrupède chez l'adulte (Dietz, Fouad, et Bastiaanse 2001) et montre que les membres inférieurs et supérieurs travaillent de pair lors de la locomotion, comme deux oscillateurs couplés. L'Etude 3 permet de penser que ce couplage est donc conservé, de la naissance à l'âge adulte, ce qui témoigne du caractère intrinsèquement quadrupède de l'être humain.

Bien évidemment les membres supérieurs chez l'Homme ont beaucoup perdu de ce caractère locomoteur et sont utilisés majoritairement pour interagir avec le monde des objets. Mais, de la même façon que l'on modifie notre marche bipède pour viser des dalles ou des pavés à la répartition irrégulière sur le sol, ou que l'on attrape une à une des prises d'escalade, ne peut-on pas penser alors que les mouvements locomoteurs et les mouvements d'atteinte (appelés mouvements de « reaching » dans la littérature) partagent la même origine ? En effet, dans un environnement stable, le contrôle de la locomotion semble relativement automatique et facilement attribuable à un système de contrôle rythmique tel que les CPG mais, dès que l'environnement devient irrégulier, la locomotion n'est-elle pas du reaching, et vice et versa ? Ou du moins, les deux catégories de

mouvements ne partagent-elles pas alors un contrôle moteur proche ? La question reste ouverte chez l'Homme mais certaines études sur l'animal le laissent penser (Georgopoulos et Grillner 1989; Yakovenko et Drew 2015).

Dans les études de cette thèse, la participation efficace de chacun des quatre membres dans la propulsion n'a pas été analysée précisément. Il aurait fallu pour cela faire passer par exemple des conditions en ordre aléatoire avec à chaque fois avec une paire de membre rendue inefficace à la propulsion. Toutefois il a été constaté que les sujets qui se propulsent sont ceux qui parviennent, lors des mouvements d'extension, à bien poser leurs orteils en appui sur le tapis et/ou l'intégralité de la paume de la main.

Par une simple observation visuelle, il semble que les bras comme les jambes sont capables d'assurer à eux seuls une propulsion, bien que les jambes semblent y participer majoritairement. Les analyses cinématiques des mouvements confirment ces observations à la naissance et montrent que les membres inférieurs effectuent des mouvements avec plus de puissance⁵⁴, ce qui suggère que les jambes ont une action plus importante sur la propulsion et que la répartition des rôles dans la mobilité quadrupède du nouveau-né n'est pas homogène. Les auteurs maturationnistes expliquent ce phénomène par une action inhibitrice progressive du cortex en développement, cortex qui inhibe d'abord les bras puis les jambes, faisant disparaître ce réflexe archaïque complet. Il est possible cependant de voir dans cette différence, en plus des arguments évoqués précédemment⁵⁵, une caractéristique propre de la quadrupédie. Il est en effet peu probable que dans le règne animal, la participation à la propulsion soit identique entre les bras et les jambes.

D'ailleurs les animaux quadrupèdes ne se propulsent-ils pas plus par leurs membres postérieurs qu'antérieurs ? C'est en tout cas ce qui semble évident lorsque l'on observe la physiologie de leurs membres et le profil de leur course. L'étymologie même de « propulsion » vient du latin « pulsare » avec le préfixe « pro » qui signifie littéralement « pousser vers l'avant ». L'être humain est un être propulsif comme les animaux quadrupèdes, et la propulsion, à l'inverse de la traction, part de l'arrière d'un corps, donc des membres inférieurs chez l'homme.

⁵⁴ Voir Etude 3 section 4.4.7 page 208

⁵⁵ Voir section 6.2 page 287

6.5 La motricité libérée

Ce travail de thèse a particulièrement permis d'observer l'adaptabilité de la réponse motrice du nouveau-né au contexte environnemental, et surtout biomécanique. Il n'est pas tout de dire qu'un comportement est présent ou ne l'est pas, comme l'ont fait les maturationnistes, et chercher à définir des étapes précises par lequel passe le développement quadrupède (e.g. Ames 1937 qui définit 14 étapes), il faut encore savoir dans quel contexte celui-ci s'exprime. Mettre l'enfant dans ses meilleures dispositions permet d'observer des comportements moteurs beaucoup plus fins. Par exemple, chez le nouveau-né, tenir compte du fait qu'il n'est pas encore adapté à la gravité permet de relativiser ses « faibles » compétences locomotrices. Trouver la bonne fenêtre d'observation permet de libérer la motricité, pour reprendre l'idée du neuro pédiatre Albert Grenier.

Ainsi, par le contexte favorable qu'apporte le *Crawli*, les résultats de l'Etude 3 viennent considérablement enrichir les imprécisions qu'avait laissé la littérature sur la mobilité quadrupède, de la même façon que les travaux du groupe de Thelen l'on fait sur la disparition du *stepping*. Ce que disent réellement leurs expériences, c'est que lorsqu'un enfant semble perdre le *stepping*, celui-ci ne disparaît pas vraiment mais ne s'observe plus que sous des contextes environnementaux favorables, preuve en est que les contraintes biomécaniques sont responsables de la disparition et non la maturation neurale, et preuve en est que ne plus ou pas observer un comportement ne veut pas dire que celui-ci n'existe plus ou n'existe pas.

De même, dès la naissance, de nombreuses observations montrent que lorsqu'on offre un contexte adapté aux capacités du nouveau-né, celui-ci est capable de produire des mouvements d'un caractère tout à fait mature et pas seulement sur le plan locomoteur comme le montre l'Etude 3. Par exemple, les bras semblent déjà bénéficier d'un contrôle moteur visuel à la naissance (van der Meer, van der Weel, et Lee 1995; von Hofsten 2004) lorsque celui-ci est placé sur le dos en position semi inclinée. De plus, selon les observations de Grenier, lorsque la nuque est correctement maintenue et rendue solidaire du reste de la colonne par un maintien de la tête du nouveau-né assuré par l'adulte, la « motricité libérée » peut s'observer. Dans de telles conditions, Grenier montre que le nouveau-né de 15 jours est déjà capable de faire des mouvements d'atteinte volontaire d'un objet placé devant lui (voir Figure 92) alors qu'il y a consensus dans la littérature pour dire que ce type

de mouvements émerge normalement au quatrième mois (Van Der Fits et Hadders-Algra 1998; Gonçalves et al. 2013).



Figure 92: Image de film montrant un nouveau-né de 15 jours lors d'une manipulation manuelle d'objet, extrait de *La Motricité Libérée*, Grenier, 2000

Ainsi les résultats de l'Etude 3 montrent que ce même schéma s'applique aux mouvements de bras lors de la mobilité ventrale du nouveau-né, dont la participation est plus faible pour plusieurs auteurs (e.g. McGraw 1941) voire carrément niée pour d'autres (Blanton 1917). Le positionnement sur le Crawli et la simple surélévation qu'il pourvoit au haut du corps, permet de révéler des capacités locomotrices des membres supérieurs habituellement invisibles sur une surface plane.

6.6 La mobilité quadrupède du nouveau-né dans son contexte naturel

6.6.1 Le nouveau-né

Malgré l'adaptation posturale pourvue par le Crawli, le nouveau-né testé dans l'Etude 3 ne se trouve pas dans un contexte naturel. La principale fonction de ce comportement locomoteur que certains appellent « breast crawling », est d'amener le nouveau-né à trouver le sein de sa mère pour prendre la tétée (Riguard et Alade 1990). Lorsque des nouveau-nés laissés nus sont placés sur le

ventre nu de leur mère après l'accouchement, la plupart d'entre eux expriment cette « crawling phase » qui fait partie intégrante d'un processus sensoriel multimodal où l'enfant pleure, se calme, ouvre les yeux, la bouche, sent les odeurs maternelles, voit l'aréole contrastée du sein, voit sa mère, produit des sons de sollicitation, fait des mouvements de frottement, de crawling, trouve le sein et prend seul la tétée (Widström et al. 2011). Ainsi la condition expérimentale dans l'Etude 3 est loin d'apporter autant de sollicitations visuelles, olfactives, gustatives, et somesthésiques. Pourtant les études expérimentales montrent que ces facteurs écologiques sont importants pour le déclenchement de ce comportement et en particulier l'odeur. Le nouveau-né est déjà capable d'exprimer des comportements moteurs de sa sphère orale (Doucet et al. 2007; Doucet et al. 2009) mais aussi des orientations de sa tête (Marlier et Schaal 2005) en réponse spécifique à la présentation de l'odeur maternelle.

Par ailleurs, le ventre de la mère facilite certainement les mouvements de bras plus que le tapis par sa forme concave. De plus, le contact peau à peau est connu pour être un contexte naturel très propice au bon développement de l'enfant (Moore et al. 2012 pour une revue). En particulier, le peau à peau favorise la reconnaissance par le nouveau-né de l'odeur du lait de sa propre mère (Mizuno et al. 2004). Ainsi la réponse qui est observée dans l'Etude 3 est probablement inférieure à ce qui s'observerait dans un contexte plus naturel d'interaction entre la mère et son nouveau-né.

C'est pourquoi il a été fait une étude testant la mobilité quadrupède sur le Crawli avec ou sans odeur maternelle. Les résultats de cette étude sont en cours d'analyse mais les données préliminaires semblent montrer que la marche quadrupède des nouveau-nés est modifiée par l'odeur maternelle. Ces résultats encourageants seront à approfondir afin de démontrer si la mobilité quadrupède est adaptable au contexte olfactif, comme elle l'est chez le rat (Mendez-Gallardo et Robinson 2014).

Suivant cette idée que le Crawli pourrait être un bon outil pour tester la réponse motrice des nouveau-nés à des stimuli extérieurs, une étude a également été initiée pour tester l'effet de la voix maternelle sur la mobilité quadrupède du nouveau-né (travail de thèse de Charlotte Hym).

6.6.2 Le nourrisson

Au cours du développement, l'effet des pratiques culturelles joue un rôle important sur le contexte naturel dans lequel l'enfant peut exprimer la mobilité de ses membres. Comme il a été montré dans

l'introduction⁵⁶, dans les cultures où la locomotion est encouragée tôt, l'enfant est souvent laissé sur le ventre, sollicité à bouger, et l'apparition de la marche à quatre pattes mature se fait beaucoup plus tôt que dans nos sociétés plus protectrices à l'égard des nourrissons (Super 1976). De nombreuses études ont aussi montré les effets positifs de la pratique de la position ventrale sur le développement moteur de l'enfant (Pin, Eldridge, et Galea 2007 pour une revue). Ainsi les modifications qui s'observent sur la mobilité quadrupède dans l'Etude 4, sont possiblement à attribuer à un manque de pratique des enfants durant le premier semestre de vie. En effet en France, ils sont culturellement peu laissés sur le ventre et plus encore depuis la campagne de prévention qui entend lutter contre la mort subite du nourrisson et qui déconseille cette position en préconisant de faire dormir les enfants en bas âge sur le dos.

Toutefois, suite à des observations préliminaires effectuées sur quelques sujets de l'Etude 4, il apparaît que les enfants de trois à cinq mois sont capables d'augmenter considérablement leur réponse motrice quadrupède si on leur offre un appui sous la voûte plantaire, comme le fait Bauer chez les nouveau-nés (Bauer 1926) et qu'on les sollicite oralement et visuellement à bouger. Ainsi il est possible que dans le contexte expérimental de l'Etude 4, laissé seul et sans stimulation, le nourrisson exprime moins sa mobilité quadrupède que ce qu'il ferait dans un contexte où celle-ci serait sollicitée.

6.7 Perspectives futures

Dans la continuité de ce travail de thèse, trois axes de recherche sont envisagés et sont présentés dans les sections suivantes.

6.7.1 Mobilité quadrupède complète et flux optiques

Les résultats de l'Etude 1 montrent une adaptation de la réponse motrice des jambes à la projection d'un flux optique vers l'avant ou vers l'arrière lors de la mobilité quadrupède du nouveau-né. La principale hypothèse pour justifier cette sensibilité aux flux des jambes uniquement est que les mouvements de bras ne sont pas assez nombreux et pas assez libres pour que s'observe une

⁵⁶ Voir section 1.4.1 page 44

modification par les flux optiques, si celle-ci existe. Le Crawliskate développé dans l'Etude 2 permet de libérer la motricité des bras. Ainsi il serait important de tester la sensibilité de la mobilité quadrupède aux flux optiques mais cette fois-ci sur des nouveau-nés placés sur le Crawli. Ce serait l'occasion également, au cours de cette nouvelle étude, de 1) corriger les défauts du pattern projeté dans l'Etude 1 pour générer les flux⁵⁷, 2) effectuer une analyse de la réponse cinématique des quatre membres, et 3) ajouter une condition sans stimulation visuelle afin de comparer les réponses des sujets avec ou sans stimulation visuelle, ce qui n'a pas été fait dans l'Etude 1.

6.7.2 Questionnaire développement

Pour tous les nouveau-nés des Etudes 3 et 4, il a été donné aux parents des questionnaires afin d'appréhender en détail le développement moteur de l'enfant, mais aussi ses expériences posturales, ses expériences sensorielles et certaines particularités générales de son comportement : ses interactions sociales, sa latéralisation etc., et ce depuis sa naissance jusqu'à l'âge de sa marche bipède. Les objectifs sont multiples. Il s'agit premièrement de connaître plus en détail le contexte environnemental dans lequel les enfants qui ont été testés évoluent, afin de possiblement comprendre avec plus de précision les résultats qui sont observés. Par exemple, il serait intéressant de savoir si les variables obtenues lors des tests sont différentes selon la préférence de position pour dormir de l'enfant, comme semblent le montrer plusieurs études (e.g. Holt 1960). Deuxièmement, il s'agit de découvrir s'il existe des liens entre ce qui s'observe à la naissance ou dans le premier semestre de vie dans les études présentées, et l'âge d'acquisition des principales étapes du développement moteur. Par exemple, si le nombre de mouvements observé à la naissance permet de faire une prédiction sur l'âge où l'enfant fera ses premiers pas. Troisièmement, l'étude de ces réponses permettrait d'avoir une idée globale sur ce qui compose le quotidien des enfants qui ont été testés, et des pratiques culturelles associées à la motricité de la population testée à la maternité Cochin à Paris et à notre époque, pratiques qui ne sont certainement pas les mêmes que dans d'autres études.

Les résultats de ces questionnaires sont à l'heure actuelle en cours d'analyse, car de très nombreuses informations ont été recueillies sur une cinquantaine d'enfants. Les résultats

⁵⁷ Voir section 2.4.5.1 page 123

préliminaires semblent montrer par exemple, que plus l'enfant fait des mouvements de jambes sur le Crawli à la naissance, plus il va se tenir assis tôt sans soutien, mais aussi, que plus l'enfant fait de mouvements de jambes sur le Crawli à la fin du deuxième mois, plus il va marcher à quatre pattes tôt ; et plus il fait de mouvements de bras et de jambes sur le Crawli ou sur le Tapis, plus il se tiendra debout tôt avec un support.

L'analyse de ces données des questionnaires semble prometteuse et semble confirmer l'existence d'un lien entre la mobilité quadrupède précoce et le développement moteur et locomoteur, dit « mature », du second semestre. Ce travail sera bien évidemment à continuer, à compléter et à approfondir.

6.7.3 Training

Le CrawliSkate permet à la mobilité quadrupède d'être complète et propulsive dès la naissance. Toutefois au cours du développement, les mouvements produits semblent changer de forme et sont moins orientés vers la locomotion. Une des hypothèses est que ces mouvements produits majoritairement par les jambes à partir de 3-5 mois, sont des tentatives infructueuses de mouvements locomoteurs, qui par le manque d'entraînement ne parviennent plus à exprimer une directionnalité dans l'axe longitudinal du corps.

En effet, ces déplacements possiblement propulsifs rencontrent des forces de friction sur le tapis qui augmentent avec la croissance de l'enfant. Alors que les masses musculaires se développent peu à cet âge au profit des masses grasses⁵⁸, les mouvements possiblement locomoteurs pourraient être de moins en moins aisés. Toutefois l'augmentation considérable du nombre de mouvements de Kick laisse penser que la fonction locomotrice est toujours là mais, que le contexte biomécanique l'empêche de s'exprimer également en position ventrale. C'est pourquoi, de la même façon que ce qui a été fait pour le *stepping* (André-Thomas 1953; Zelazo, Zelazo, et Kolb 1972) les études futures de l'équipe porteront sur l'entraînement des nouveau-nés à la mobilité quadrupède sur le Crawli.

⁵⁸ Voir Figure 2 page 33

En effet, bien qu'il n'ait pas publié ses travaux, Katona obtient de très bons résultats lorsqu'il entraîne à la marche quadrupède des nouveau-nés à risque de développer un retard locomoteur. C'est pourquoi l'objectif de cette étude future sera de déterminer si l'entraînement quotidien à la mobilité quadrupède sur CrawliSkate permet 1) de modifier les caractéristiques observées de son développement typique, 2) de déterminer si la marche à quatre pattes mature mais aussi la marche bipède peuvent alors apparaître plus précocement et être de meilleure qualité, et enfin 3) de réduire le retard du développement locomoteur lorsque cet entraînement est effectué sur des nouveau-nés d'une population à risque, tels que les enfants grands prématurés, nés avant la 32ème semaine de gestation.

Bibliographie

- Adolph, K. E., Vereijken, B., & Denny, M. A. (1998). Learning to Crawl. *Child Development*, 69(5), 1299-1312. <https://doi.org/10.1111/j.1467-8624.1998.tb06213.x>
- Ames, L. B. (1937). *The sequential patterning of prone progression in the human infant* (Vol. 4). Provincetown, Mass.: The Journal press,.
- Anderson, D. I., Campos, J. J., Witherington, D. C., Dahl, A., Rivera, M., He, M., Barbu-Roth, M. (2013). The role of locomotion in psychological development. *Frontiers in Psychology*, 4, 440. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00440>
- André-Thomas. (1953). La Marche Automatique et Libérée sous Contrôle Cortical; La marche définitive de l'enfant entraîné quotidiennement. *La Presse Médicale*, 61(28), 582-584.
- André-Thomas, & Autgaerden, S. (1966). *Locomotion from Pre- to Post-Natal Life: How the Newborn Begins to Acquire Psycho-Sensory Functions*. Butterworth-Heinemann.
- André-Thomas, & Dargassies, S. A. (1952). *Études neurologiques sur le nouveau-né et le jeune nourrisson*. Paris: Masson.
- André-Thomas, Chesni, Y., & Dargassies, S. A. (1960). *The Neurological Examination of the Infant*. London.
- Barbu-Roth, M., Anderson, D. I., Desprès, A., Provasi, J., Cabrol, D., & Campos, J. J. (2009). Neonatal stepping in relation to terrestrial optic flow. *Child development*, 80(1), 8-14. <https://doi.org/10.1111/j.1467-8624.2008.01241.x>
- Barbu-Roth, M., Anderson, D. I., Desprès, A., Streeter, R. J., Cabrol, D., Trujillo, M., ... Provasi, J. (2014). Air stepping in response to optic flows that move Toward and Away from the neonate. *Developmental Psychobiology*, 56(5), 1142-1149. <https://doi.org/10.1002/dev.21174>
- Barbu-Roth, M., Anderson, D. I., Streeter, R. J., Combrouze, M., Park, J., Schultz, B., Provasi, J. (2015). Why Does Infant Stepping Disappear and Can It Be Stimulated by Optic Flow? *Child Development*, 86(2), 441-455. <https://doi.org/10.1111/cdev.12305>
- Barbu-Roth, M., Anderson, D., Saulton, A., & Huet, V. (2016). The Effects of Optic Flow on Tactilely Elicited Neonatal Stepping. Présenté à International Conference on Infant Studies, New Orleans.
- Bauer, P. D. J. (1926). Das Kriechphänomen des Neugeborenen. *Klinische Wochenschrift*, 5(32), 1468-1469. <https://doi.org/10.1007/BF01710818>
- Bayley, N. (2006). *Bayley Scales of Infant Development*, 3rd Edition (Pearson). Cambridge University, UK.
- Blanton, M. G. (1917). The behavior of the human infant during the first thirty days of life. *Psychological Review*, 24(6), 456-483. <https://doi.org/10.1037/h0071656>
- Bodkin, A. W., Baxter, R. S., & Heriza, C. B. (2003). Treadmill training for an infant born preterm with a grade III intraventricular hemorrhage. *Physical Therapy*, 83(12), 1107-1118.
- Brandt, I. (1979). Patterns of Early Neurological Development. In F. Falkner & J. M. Tanner (Éd.), *Human Growth* (p. 243-304). Springer US. https://doi.org/10.1007/978-1-4684-0817-1_8
- Bril, B., Zack, M., & Nkounkou-Hombessa, E. (1989). Ethnotheories of development and education: A view from different cultures. *European Journal of Psychology of Education*, 4(2), 307-318. <https://doi.org/10.1007/BF03172614>

- Burnside, L. (1927). Coordination in the locomotion of infants. *Genetic Psychology Monographs*, 2, 5, 283-372.
- Campos, J., Anderson, D. I., Barbu-Roth, M. A., Hubbard, E. M., Hertenstein, M. J., & Witherington, D. (2000). Travel Broadens the Mind. *Infancy*, 1(2), 149-219. https://doi.org/10.1207/S15327078IN0102_1
- Campos, J. J., Anderson, D. I., & Telzrow, R. (2009). Locomotor Experience Influences the Spatial Cognitive Development of Infants with Spina Bifida.
- Chaturvedi, P. (2008). « Breast Crawl » to initiate breast feeding within half an hour after birth. *Journal of Mahatma Gandhi Institute of Medical Sciences*, 13(2), 9-14.
- Collet, M., Le Guern, H., Chabaud, J. J., & Boog, G. (1983). Courbes échographiques de croissance des membres foetaux: intérêt dans le dépistage anténatal des malformations. *Revue française de gynécologie et d'obstétrique*, 78(6), 429-436.
- Conel, J. L. R. (1941). The Postnatal development of the human cerebral cortex. 2, The Cortex of the one-month infant. Cambridge (Mass.), Etats-Unis: Harvard Univ. press.
- Coppens, Y. (2016). We've Been Standing Up for 10 Million Years. In J. L. Pinheiro-Franco, A. R. Vaccaro, E. C. Benzel, & H. M. Mayer (Éd.), *Advanced Concepts in Lumbar Degenerative Disk Disease* (p. 3-11). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-662-47756-4_1
- Cyrułnik, B. (1991). *La Naissance du Sens* (Hachette).
- Dahl, A., Campos, J., Anderson, D., Uchiyama, I., Witherington, D., Ueno, M., ... Barbu-Roth, M. (2013). The epigenesis of wariness of heights. *Psychological science*, 24(7), 1361-1367. <https://doi.org/10.1177/0956797613476047>
- Davis, D. W., Thelen, E., & Keck, J. (1994). Treadmill stepping in infants born prematurely. *Early Human Development*, 39(3), 211-223. [https://doi.org/10.1016/0378-3782\(94\)90199-6](https://doi.org/10.1016/0378-3782(94)90199-6)
- de Vries, J. I. P., & Fong, B. F. (2006). Normal fetal motility: an overview. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology: The Official Journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 27(6), 701-711. <https://doi.org/10.1002/uog.2740>
- Dekaban, A. (1959). *Neurology of Infancy* : Southern Medical Journal.
- Delaney, H. D., & Maxwell, S. E. (1981). On Using Analysis Of Covariance In Repeated Measures Designs. *Multivariate Behavioral Research*, 16(1), 105-123. https://doi.org/10.1207/s15327906mbr1601_6
- Dietz, V. (2002). Do human bipeds use quadrupedal coordination? *Trends in neurosciences*, 25(9), 462-467.
- Dietz, V., Fouad, K., & Bastiaanse, C. M. (2001). Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion. *The European journal of neuroscience*, 14(11), 1906-1914.
- Domellöf, E., Rönqvist, L., & Hopkins, B. (2006). Functional asymmetries in the stepping response of the human newborn: a kinematic approach. *Experimental Brain Research*, 177(3), 324-335. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0675-4>
- Dominici, N., Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., d'Avella, A., Mondì, V., Cicchese, M., ... Lacquaniti, F. (2011). Locomotor Primitives in Newborn Babies and Their Development. *Science*, 334(6058), 997-999. <https://doi.org/10.1126/science.1210617>
- Doucet, S., Soussignan, R., Sagot, P., & Schaal, B. (2007). The « smellscape » of mother's breast: effects of odor masking and selective unmasking on neonatal arousal, oral, and visual responses. *Developmental psychobiology*, 49(2), 129-138. <https://doi.org/10.1002/dev.20210>

- Doucet, S., Soussignan, R., Sagot, P., & Schaal, B. (2009). The Secretion of Areolar (Montgomery's) Glands from Lactating Women Elicits Selective, Unconditional Responses in Neonates. *PLoS ONE*, 4(10), e7579. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0007579>
- Einspieler, C., Prechtel, H. F., Ferrari, F., Cioni, G., & Bos, A. F. (1997). The qualitative assessment of general movements in preterm, term and young infants--review of the methodology. *Early Human Development*, 50(1), 47-60.
- Elftman, H. O. (1939). The Function of the Arms in Walking. *Human Biology*, 11(4), 529.
- Eyre, J. A., Miller, S., Clowre, G. J., Conway, E. A., & Watts, C. (2000). Functional corticospinal projections are established prenatally in the human foetus permitting involvement in the development of spinal motor centres. *Brain*, 123(1), 51-64.
- Fagard, J. (2013). The nature and nurture of human infant hand preference. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1288(1), 114-123. <https://doi.org/10.1111/nyas.12051>
- Fiorentino, M. R. (1981). A Basis for Sensorimotor Development-Normal and Abnormal: The Influence of Primitive, Postural Reflexes on the Development and Distribution of Tone. Charles C Thomas Pub Ltd.
- Fomon, S. J. (1967). Body composition of the male reference infant during the first year of life. *Pediatrics*, 40(5), 863-870.
- Forsberg, H. (1985). Ontogeny of human locomotor control I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Experimental Brain Research*, 57(3), 480-493. <https://doi.org/10.1007/BF00237835>
- Freedland, R. L., & Bertenthal, B. I. (1994). Developmental Changes in Interlimb Coordination: Transition to Hands-and-Knees Crawling. *Psychological Science*, 5(1), 26-32. <https://doi.org/10.1111/j.1467-9280.1994.tb00609.x>
- Georgopoulos, A. P., & Grillner, S. (1989). Visuomotor coordination in reaching and locomotion. *Science (New York, N.Y.)*, 245(4923), 1209-1210.
- Gerardo A Alvarado-Ruiz, Martínez-Vázquez, I., Sánchez, C., Solís-Chan, M., & Mandujano Valdés, M. (2012). The complex elementary human movements, in normal postnatal development. Preliminary report of nine mexican infants. *Salud Mental*, 35, 91-99.
- Gerby. (1828). Mémoire sur le mécanisme de la marche de l'homme. *Journal of Physiology and Experimental Pathology*, (9), 1-28.
- Gesell, A., & Ames, L. B. (1940). The Ontogenetic Organization of Prone Behavior in Human Infancy. *The Pedagogical Seminary and Journal of Genetic Psychology*, 56(2), 247-263. <https://doi.org/10.1080/08856559.1940.10534500>
- Gonçalves, R. V., Figueiredo, E. M., Mourão, C. B., Colosimo, E. A., Fonseca, S. T., & Mancini, M. C. (2013). Development of infant reaching behaviors: Kinematic changes in touching and hitting. *Infant Behavior and Development*, 36(4), 825-832. <https://doi.org/10.1016/j.infbeh.2013.09.009>
- Grattan, M. P., de Vos, E., Levy, J., & McClintock, M. K. (1992). Asymmetric Action in the Human Newborn: Sex Differences in Patterns of Organization. *Child Development*, 63(2), 273-289. <https://doi.org/10.2307/1131478>
- Groenen, A. A. T. K., Kruijssen, A. J. A., Mulvey, G. M., & Ulrich, B. D. (2010). Constraints on early movement: Tykes, togs, and technology. *Infant Behavior and Development*, 33(1), 16-22. <https://doi.org/10.1016/j.infbeh.2009.10.002>

- Hadders-Algra, M., Nakae, Y., Van Eykern, L. A., Klip-Van den Nieuwendijk, A. W., & Prechtl, H. F. (1993). The effect of behavioural state on general movements in healthy full-term newborns. A polymyographic study. *Early Human Development*, 35(1), 63-79.
- He, M., Walle, E. A., & Campos, J. J. (2015). A Cross-National Investigation of the Relationship Between Infant Walking and Language Development. *Infancy*, 20(3), 283-305.
- Herz, J., Boycott, K. M., & Parboosingh, J. S. (2008). « Devolution » of bipedality. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 105(21), E25. <https://doi.org/10.1073/pnas.0802584105>
- Holt, K. S. (1960). Early motor development. *The Journal of Pediatrics*, 57(4), 571-575. [https://doi.org/10.1016/S0022-3476\(60\)80086-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3476(60)80086-8)
- Hrdlička, A. (1928). Children running on all fours. *American Journal of Physical Anthropology*, 11(2), 149-185. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330110202>
- Hrdlička, A. (1931). Children who run on all fours, and other animal-like behaviors in the human child. New York: Whittlesey house, McGraw-Hill book company, inc.
- Humphrey, N., Skoyles, J. R., & Keynes, R. (2005). Human hand-walkers: five siblings who never stood up [Monograph]. <http://www.lse.ac.uk/collections/CPNSS/>
- Hurlock, E. B. (1933). Experimental Studies of the Newborn. *Child Development*, 4(2), 148-163. <https://doi.org/10.2307/1125593>
- Jouen, F., Lepecq, J.-C., Gapenne, O., & Bertenthal, B. I. (2000). Optic flow sensitivity in neonates. *Infant Behavior and Development*, 23(3-4), 271-284. [https://doi.org/10.1016/S0163-6383\(01\)00044-3](https://doi.org/10.1016/S0163-6383(01)00044-3)
- Kanazawa, H., Kawai, M., Kinai, T., Iwanaga, K., Mima, T., & Heike, T. (2014). Cortical muscle control of spontaneous movements in human neonates. *European Journal of Neuroscience*, 40(3), 2548-2553. <https://doi.org/10.1111/ejn.12612>
- Karaca, S., Tan, M., & Tan, U. (2012). Human quadrupedalism is not an epiphenomenon caused by neurodevelopmental malformation and ataxia. *Frontiers in Neurology*, 3. <https://doi.org/10.3389/fneur.2012.00154>
- Katona, F. (1988). Developmental Clinical Neurology and Neurorehabilitation in the secondary Prevention of Pre- and Perinatal Injuries of the Brain. In Early identification of infant with developmental disabilities. P. M. Vietze, H. G. Vaughan (Eds.).
- Katona, F. (1989). Clinical neuro-developmental diagnosis and treatment. In P. R. Zelazo, R. G. Barr, & P. D. Zelazo (Eds.), *Challenges To Developmental Paradigms: Implications for Theory, Assessment and Treatment*. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates, Inc.
- Klaus, M. (1998). Mother and Infant: Early Emotional Ties. *Pediatrics*, 102(Supplement E1), 1244-1246.
- Konner, M. (1976). Maternal Care, Infant Behavior And Development Among The !Kung. In *Kalahari Hunter-Gatherers : Studies Of The !Kung San And Their Neighbors*. Harvard University Press.
- Konner, M. J. (1973). Newborn walking: additional data. *Science (New York, N.Y.)*, 179(4070), 307.
- Kugler, P. N., Scott Kelso, J. A., & Turvey, M. T. (1980). 1 On the Concept of Coordinative Structures as Dissipative Structures: I. Theoretical Lines of Convergence. In George E. Stelmach and Jean Requin (Éd.), *Advances in Psychology (Vol. Volume 1, p. 3-47)*. North-Holland.

- Lamb, T., & Yang, J. F. (2000). Could different directions of infant stepping be controlled by the same locomotor central pattern generator? *Journal of neurophysiology*, 83(5), 2814-2824.
- Langreder, W. (1958). Die geburtshilflich bedeutsame Motorik des Neugeborenen. *Kinderärztl. Prax.*
- MacLean, P. D. (1990). *The Triune Brain in Evolution: Role in Paleocerebral Functions.*
- Mahler, M. S., Pine, F., & Bergman, A. (1975). *The Psychological Birth of the Human Infant: Symbiosis and Individuation.* Basic Books.
- Mandujano, M., Muñoz-Ledo, P., & Sanchez-Perez, C. (2005). Complex elementary movements of humans--the anthropological approach of Ferenc Katona. *Ideggyógyászati Szemle*, 58(9-10), 337-342.
- Marlier, L., & Schaal, B. (2005). Human Newborns Prefer Human Milk: Conspecific Milk Odor Is Attractive Without Postnatal Exposure. *Child Development*, 76(1), 155-168. <https://doi.org/10.1111/j.1467-8624.2005.00836.x>
- McGraw, M. B. (1939). Swimming behavior of the human infant. *The Journal of Pediatrics*, 15, 485-490. [https://doi.org/10.1016/S0022-3476\(39\)80003-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3476(39)80003-8)
- McGraw, M. B. (1932). From Reflex to Muscular Control in the Assumption of an Erect Posture and Ambulation in the Human Infant. *Child Development*, 3(4), 291-297. <https://doi.org/10.2307/1125356>
- McGraw, M. B. (1935). *Growth: A Study of Johnny and Jimmy.* D. Appleton-Century Company, incorporated.
- McGraw M. B. (1939). Swimming behavior of the human infant. *The Journal of Pediatrics*, 15, 485-490. [https://doi.org/10.1016/S0022-3476\(39\)80003-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3476(39)80003-8)
- McGraw, M. B. (1940). Neuromuscular development of the human infant as exemplified in the achievement of erect locomotion. *Journal of Pediatrics*, 17(6), 747-771.
- McGraw, M. B. (1941). Development of Neuro-Muscular Mechanisms as Reflected in the Crawling and Creeping Behavior of the Human Infant. *The Pedagogical Seminary and Journal of Genetic Psychology*, 58(1), 83-111. <https://doi.org/10.1080/08856559.1941.10534556>
- Mendez-Gallardo, V., & Robinson, S. R. (2014). Odor-induced crawling locomotion in the newborn rat: Effects of amniotic fluid and milk. *Developmental Psychobiology*, 56(3), 327-339. <https://doi.org/10.1002/dev.21102>
- Menkes, J. H., Pine, J., & Lowman, R. (1980). *Textbook of Child Neurology* (5th Revised edition). Lippincott Williams and Wilkins.
- Meyns, P., Bruijn, S. M., & Duysens, J. (2013). The how and why of arm swing during human walking. *Gait & Posture*, 38(4), 555-562. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.02.006>
- Mizuno, K., Mizuno, N., Shinohara, T., & Noda, M. (2004). Mother-infant skin-to-skin contact after delivery results in early recognition of own mother's milk odour. *Acta Pædiatrica*, 93(12), 1640-1645. <https://doi.org/10.1111/j.1651-2227.2004.tb00856.x>
- Moerchen, V. A., & Saeed, M. E. (2012). Infant visual attention and step responsiveness to optic flow during treadmill stepping. *Infant Behavior and Development*, 35(4), 711-718. <https://doi.org/10.1016/j.infbeh.2012.05.008>
- Molnar, G. E. (1978). Analysis of motor disorder in retarded infants and young children. *American journal of mental deficiency*, 83(3), 213-222.

- Moore, E. R., Anderson, G. C., Bergman, N., & Dowswell, T. (2012). Early skin-to-skin contact for mothers and their healthy newborn infants. *The Cochrane database of systematic reviews*, 5, CD003519. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD003519.pub3>
- Mumford, A. A. (1897). Survival Movement of Human Infancy. *Brain*, 20(3), 290-307. <https://doi.org/10.1093/brain/20.3.290>
- Ozcelik, T., Akarsu, N., Uz, E., Caglayan, S., Gulsuner, S., Onat, O. E., ... Tan, U. (2008). Mutations in the very low-density lipoprotein receptor VLDLR cause cerebellar hypoplasia and quadrupedal locomotion in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 105(11), 4232-4236. <https://doi.org/10.1073/pnas.0710010105>
- Pang, M. Y. C., Lam, T., & Yang, J. F. (2003). Infants adapt their stepping to repeated trip-inducing stimuli. *Journal of neurophysiology*, 90(4), 2731-2740. <https://doi.org/10.1152/jn.00407.2003>
- Pantall, A., Teulier, C., Smith, B. A., Moerchen, V., & Ulrich, B. D. (2011). Impact of Enhanced Sensory Input on Treadmill Step Frequency: Infants Born With Myelomeningocele. *Pediatric physical therapy: the official publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 23(1), 42-52. <https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e318206eefa>
- Pantall, A., Teulier, C., & Ulrich, B. D. (2012). Changes in muscle activation patterns in response to enhanced sensory input during treadmill stepping in infants born with myelomeningocele. *Human Movement Science*, 31(6), 1670-1687.
- Patrick, S. K., Noah, J. A., & Yang, J. F. (2009). Interlimb Coordination in Human Crawling Reveals Similarities in Development and Neural Control With Quadrupeds. *Journal of Neurophysiology*, 101(2), 603-613. <https://doi.org/10.1152/jn.91125.2008>
- Peiper, A. (1964). *Cerebral Function in Infancy and Childhood* (1^{re} éd.). Springer.
- Piek, J. P. (2002). The role of variability in early motor development. *Infant Behavior and Development*, 25(4), 452-465. [https://doi.org/10.1016/S0163-6383\(02\)00145-5](https://doi.org/10.1016/S0163-6383(02)00145-5)
- Pin, T., Eldridge, B., & Galea, M. P. (2007). A review of the effects of sleep position, play position, and equipment use on motor development in infants. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 49(11), 858-867. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00858.x>
- Piontelli, A. (2010). *Development of Normal Fetal Movements: The First 25 Weeks of Gestation*.
- Piontelli, A. (2015). *Development of Normal Fetal Movements: The Last 15 Weeks of Gestation*. Springer.
- Precht, H. F. R. (1953). Stammesgeschichtliche Reste im Verhalten des Säuglings [Phylogenetic relics in behavior of babies]. *Umschau*.
- Precht, H. F. (1984). *Continuity of Neural Functions from Prenatal to Postnatal Life*. Cambridge University Press.
- Precht, H. F. (1993). Principles of early motor development in the human. In *Motor Development in Early and Later Childhood*. Cambridge University Press.
- Precht, H. F. (1997). State of the art of a new functional assessment of the young nervous system. An early predictor of cerebral palsy. *Early human development*, 50(1), 1-11.
- Precht, H. F. R. (1974). The behavioural states of the newborn infant (a review). *Brain Research*, 76(2), 185-212. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(74\)90454-5](https://doi.org/10.1016/0006-8993(74)90454-5)

- Preyer, W., & W, H. (1888). *The mind of the child, Part 1: The senses and the will: Observations concerning the mental development of the human being in the first years of life* (Vol. xxvi). New York, NY, US: D Appleton & Company.
- Radhakrishnan, S. A. (2012). Breast Crawl. *Asian Journal of Nursing Education and Research*, 2(1), 21-24.
- Righard, L., & Alade, M. O. (1990). Effect of delivery room routines on success of first breast-feed. *The Lancet*, 336(8723), 1105-1107. [https://doi.org/10.1016/0140-6736\(90\)92579-7](https://doi.org/10.1016/0140-6736(90)92579-7)
- Rivera, M. (2014). Locomotion and Spatial Cognitive Development in Infants with and without Spina Bifida. *Présentation Orale présentée à International Conference on Infant Studies*, Berlin.
- Rostand, J. (1939). *La Vie et ses Problèmes* (Flammarion). Paris.
- Scott Kelso, J. A., Holt, K. G., Kugler, P. N., & Turvey, M. T. (1980). 2 On the Concept of Coordinative Structures as Dissipative Structures: II. Empirical Lines of Convergence. In George E. Stelmach and Jean Requin (Éd.), *Advances in Psychology* (Vol. Volume 1, p. 49-70). North-Holland.
- Shirley, M. M. (1931). *The First Two Years: A Study of Twenty-five Babies*. The University of Minnesota Press.
- Siekerman, K., Barbu-Roth, M., Anderson, D. I., Donnelly, A., Goffinet, F., & Teulier, C. (2015). Treadmill stimulation improves newborn stepping. *Developmental Psychobiology*, 57(2), 247-254. <https://doi.org/10.1002/dev.21270>
- Stirnemann, F. (1938). *Das Kriech- und Schreitphänomen der Neugeborenen*. Schwabe.
- Super, C. M. (1976). Environmental effects on motor development: the case of « African infant precocity ». *Developmental Medicine and Child Neurology*, 18(5), 561-567.
- Tan, U. (2014). Two families with quadrupedalism, mental retardation, no speech, and infantile hypotonia (Uner Tan Syndrome Type-II); a novel theory for the evolutionary emergence of human bipedalism. *Frontiers in Neuroscience*, 8. <https://doi.org/10.3389/fnins.2014.00084>
- Tardieux, C. (2012). *Comment sommes nous devenus bipèdes* (Odile Jacob). Paris.
- Teulier, C., Barbu-Roth, M., & Anderson, D. (2013). Treadmill training in early infancy. In *Cerebral Palsy in Infancy*. B. Shepherd.
- Teulier C., Sansom J. K., Muraszko K., & Ulrich B. D. (2012). Longitudinal changes in muscle activity during infants' treadmill stepping. *Journal of Neurophysiology*, 108(3), 853-862. <https://doi.org/10.1152/jn.01037.2011>
- Thelen, E. (1983). Learning to walk is still an « old » problem: a reply to Zelazo (1983). *Journal of motor behavior*, 15(2), 139-161.
- Thelen, E. (1986). Treadmill-elicited stepping in seven-month-old infants. *Child Development*, 57(6), 1498-1506.
- Thelen, E., Bradshaw, G., & Ward, J. A. (1981). Spontaneous kicking in month-old infants: Manifestation of a human central locomotor program. *Behavioral and Neural Biology*, 32(1), 45-53. [https://doi.org/10.1016/S0163-1047\(81\)90257-0](https://doi.org/10.1016/S0163-1047(81)90257-0)
- Thelen, E., & Fisher, D. M. (1982). Newborn stepping: An explanation for a « disappearing » reflex. *Developmental Psychology*, 18(5), 760-775. <https://doi.org/10.1037/0012-1649.18.5.760>

- Thelen, E., Fisher, D. M., & Ridley-Johnson, R. (1984). The relationship between physical growth and a newborn reflex. *Infant Behavior and Development*, 7(4), 479-493. [https://doi.org/10.1016/S0163-6383\(84\)80007-7](https://doi.org/10.1016/S0163-6383(84)80007-7)
- Thelen, E., Fisher, D. M., Ridley-Johnson, R., & Griffin, N. J. (1982). Effects of body build and arousal on newborn infant stepping. *Developmental Psychobiology*, 15(5), 447-453. <https://doi.org/10.1002/dev.420150506>
- Thelen, E., Skala, K. D., & Kelso, J. S. (1987). The dynamic nature of early coordination: Evidence from bilateral leg movements in young infants. *Developmental Psychology*, 23(2), 179-186. <https://doi.org/10.1037/0012-1649.23.2.179>
- Thelen, E., & Smith, L. B. (1994). *A Dynamic Systems Approach to the Development of Cognition and Action* (New edition). MIT Press.
- Thelen, E., & Ulrich, B. D. (1991). Hidden skills: a dynamic systems analysis of treadmill stepping during the first year. *Monographs of the Society for Research in Child Development*, 56(1), 1-98-104.
- Titomanlio, L., Romano, A., & Del Giudice, E. (2005). Cerebellar agenesis. *Neurology*, 64(6), E21.
- Türkmen, S., Demirhan, O., Hoffmann, K., Diers, A., Zimmer, C., Sperling, K., & Mundlos, S. (2006). Cerebellar hypoplasia and quadrupedal locomotion in humans as a recessive trait mapping to chromosome 17p. *Journal of Medical Genetics*, 43(5), 461-464. <https://doi.org/10.1136/jmg.2005.040030>
- Uchiyama, I., Anderson, D. I., Campos, J. J., Witherington, D., Frankel, C. B., Lejeune, L., & Barbu-Roth, M. (2008). Locomotor experience affects self and emotion. *Developmental Psychology*, 44(5), 1225-1231. <https://doi.org/10.1037/a0013224>
- Ulrich, D. A., Ulrich, B. D., Angulo-Kinzler, R. M., & Yun, J. (2001). Treadmill training of infants with Down syndrome: evidence-based developmental outcomes. *Pediatrics*, 108(5), E84.
- Van Der Fits, I. B., & Hadders-Algra, M. (1998). The development of postural response patterns during reaching in healthy infants. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22(4), 521-526.
- Van der Meer, A. L., van der Weel, F. R., & Lee, D. N. (1995). The functional significance of arm movements in neonates. *Science (New York, N.Y.)*, 267(5198), 693-695.
- Varendi, H., & Porter, R. H. (2001). Breast odour as the only maternal stimulus elicits crawling towards the odour source. *Acta paediatrica (Oslo, Norway: 1992)*, 90(4), 372-375.
- Varendi, H., Porter, R. H., & Winberg, J. (1994). Does the newborn baby find the nipple by smell? *The Lancet*, 344(8928), 989-990. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(94\)91645-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(94)91645-4)
- Vereijken, B., & Thelen, E. (1997). Training infant treadmill stepping: the role of individual pattern stability. *Developmental Psychobiology*, 30(2), 89-102.
- Von Hofsten, C. (2004). An action perspective on motor development. *Trends in Cognitive Sciences*, 8(6), 266-272. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2004.04.002>
- Vouilloux. (1959). Étude de la psycho-motricité d'enfants africains au Cameroun. Test de Gesell et réflexes archaïques. *Journal de la Société des Africanistes*, 29(1), 11-18. <https://doi.org/10.3406/jafr.1959.1903>
- Walle, E. A. (2016). Infant Social Development across the Transition from Crawling to Walking. *Frontiers in Psychology*, 7. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2016.00960>
- Walle, E. A., & Campos, J. J. (2014). Infant language development is related to the acquisition of walking. *Developmental Psychology*, 50(2), 336-348. <https://doi.org/10.1037/a0033238>

- Wannier, T., Bastiaanse, C., Colombo, G., & Dietz, V. (2001). Arm to leg coordination in humans during walking, creeping and swimming activities. *Experimental brain research*, 141(3), 375-379. <https://doi.org/10.1007/s002210100875>
- Widström, A-M., Lilja, G., Aaltomaa-Michalias, P., Dahllöf, A., Lintula, M., & Nissen, E. (2011). Newborn behaviour to locate the breast when skin-to-skin: a possible method for enabling early self-regulation. *Acta Paediatrica*, 100(1), 79-85. <https://doi.org/10.1111/j.1651-2227.2010.01983.x>
- Wu, J., Looper, J., Ulrich, B. D., Ulrich, D. A., & Angulo-Barroso, R. M. (2007). Exploring effects of different treadmill interventions on walking onset and gait patterns in infants with Down syndrome. *Developmental medicine and child neurology*, 49(11), 839-845. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00839.x>
- Yakovenko, S., & Drew, T. (2015). Similar Motor Cortical Control Mechanisms for Precise Limb Control during Reaching and Locomotion. *The Journal of Neuroscience*, 35(43), 14476-14490. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.1908-15.2015>
- Yang, J. F., Lam, T., Pang, M. Y. C., Lamont, E., Musselman, K., & Seinen, E. (2004). Infant stepping: a window to the behaviour of the human pattern generator for walking. *Canadian journal of physiology and pharmacology*, 82(8-9), 662-674. <https://doi.org/10.1139/y04-070>
- Zehr, E. P., Hundza, S. R., & Vasudevan, E. V. (2009). The Quadrupedal Nature of Human Bipedal Locomotion: Exercise and Sport Sciences Reviews, 37(2), 102-108. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e31819c2ed6>
- Zelazo, P. R. (1983). The development of walking: new findings and old assumptions. *Journal of Motor Behavior*, 15(2), 99-137.
- Zelazo, P. R., & Weiss, M. J. (2006). Infant Swimming Behaviors: Cognitive Control and the Influence of Experience. *Journal of Cognition and Development*, 7(1), 1-25. https://doi.org/10.1207/s15327647jcd0701_1
- Zelazo, P. R., Zelazo, N. A., & Kolb, S. (1972). « Walking » in the newborn. *Science (New York, N.Y.)*, 176(4032), 314-315.
- Zoia, S., Blason, L., D'Ottavio, G., Biancotto, M., Bulgheroni, M., & Castiello, U. (2013). The Development of Upper Limb Movements: From Fetal to Post-Natal Life. *PLoS ONE*, 8(12), e80876. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0080876>
- Zhang, X., & Kramer, M. S. (2009). Variations in Mortality and Morbidity by Gestational Age among Infants Born at Term. *The Journal of Pediatrics*, 154(3), 358-362.e1. <https://doi.org/10.1016/j.jpeds.2008.09.013>
- Zingg, R. M., & Singh, J. A. L. (1980). *L'homme en friche - De l'enfant-loup à Kaspar Hauser* (Edition Complexe). Bruxelles.

Liste des présentations à des congrès

Forma V., Barbu-Roth M., Anderson A., Provasi J., Huet V., Martial M. (2016). New Insights on Newborn Crawling: a Skateboard Study. Communication orale à *International Conference on Infant Studies (ICIS)*, New Orleans, USA

Forma V., Anderson D, Barbu-Roth M. (2015). Assessing Newborn Crawling in Response to Terrestrial Optic Flow. Communication orale à *International Society for Developmental Psychobiology (ISDP)*, San Sebastian, Spain. Présentation pour laquelle une bourse de voyage a été obtenue.

Forma V., Anderson D, Barbu-Roth M. (2015). Assessing newborn crawling in response to terrestrial optic flow. Communication orale à *North American Society for the Psychology of Sport and Physical Activity (NASPSPA)*. Portland, USA

Forma V., Anderson D., Barbu-Roth M. (2014). Neonatal crawling in response to terrestrial optic flow. Communication orale à *Act ICIS Pre-Conference*, Berlin, Germany.

Forma V., Anderson D., Barbu-Roth M. (2013). Neonatal Crawling in Response to Terrestrial Optic Flow. Poster, *Euromov*, Montpellier, France.

Annexe I : Formulaire de consentement
et fiche d'information

**CONSENTEMENT DE PARTICIPATION
pour une recherche sans bénéfice individuel direct**

(formulaire de consentement concernant les représentants légaux d'un sujet mineur)

Nous soussignés :

.....
déclarons accepter que l'enfant..... dont nous avons la charge légale
participe à la recherche biomédicale intitulée : « **Vision et Locomotion chez le Nourrisson** » .

organisée par le **Professeur François Goffinet et Marianne Barbu-Roth, chargée de recherche au CNRS**
dans les conditions précisées ci-dessous et pour laquelle le CPP Ile de France 3 a émis un avis favorable le
25/04/2006 et renouvelé son avis les 22/9/2009, 7/6/2011 et 13/12/2012.

Le CNRS promoteur de la recherche a, conformément à la loi, contracté une assurance.

Nous avons bien reçu les informations incluses dans la feuille ci-jointe.

Il nous a été précisé que :

- Nous sommes libres d'accepter ou de refuser ainsi que d'arrêter à tout moment la participation de l'enfant dont nous avons la charge, à la recherche.
- Les données qui concernent l'enfant dont nous avons la charge resteront strictement confidentielles. Nous n'autorisons leur consultation que par des personnes qui collaborent avec **Marianne Barbu-Roth** et, éventuellement, un représentant des autorités de santé.
- Nous pourrions à tout moment demander des informations à **Marianne Barbu-Roth** ou à l'un des investigateurs conjoints (**Vincent Forma, Joëlle Provasi, Viviane Huet, Kim Siekerman, Caroline Teulier**).
- La publication des résultats ne comportera aucun résultat individuel identifiant.
- Cette recherche est sans bénéfice individuel pour les personnes qui y participent.
- L'enfant dont nous avons la charge ne pourra pas participer à une autre recherche sans bénéfice individuel direct pendant une période de **0 jour**, après la fin de l'étude.
- Si nous le désirons, nous pouvons être tenus au courant des résultats globaux de la recherche en nous adressant à **Marianne Barbu-Roth** ou à l'un des investigateurs conjoints (**Vincent Forma, Joëlle Provasi, Viviane Huet, Kim Siekerman, Caroline Teulier**).
- Notre consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités.
- Nous conservons tous nos droits garantis par la loi.

Fait à, le

Signature de la mère et/ou du père

Nom et signature de l'investigateur

M. Barbu-Roth

F. Goffinet

G.H. COGHIN - BROGA - HOTEL DI
Maternité Port Royal
Professeur François GOFFINET - Chef de Ser
RPPS : 1 000 06 07 746
53, Avenue de l'Observatoire
75679 PARIS CEDEX 14
Tél. : 01 58 41 38 00 - Fax : 01 58 41 38 01

Fiche d'information : Etude « Vision et Locomotion chez le Nourrisson »

Chers parents,

Votre enfant est encore bien petit, et pourtant, il est déjà lancé dans la découverte du monde qui l'entoure. Pendant sa première année, sa motricité et sa perception se développent plus vite que pendant toute autre période de sa vie. De jour en jour, vous assistez à ses progrès dans le regard, la tonicité musculaire, le maintien de la posture, la coordination des mouvements des bras et des jambes. D'autres progrès sont plus cachés, et pourtant impressionnants. Savez-vous par exemple que, dès la naissance, votre enfant est non seulement capable de marcher, mais d'adapter le rythme de ses pas aux mouvements de son environnement visuel et à la perception de différents sons ou odeurs ?

Cette faculté étonnante a été découverte grâce aux recherches menées par des scientifiques pour explorer les capacités précoces des nourrissons : elle ouvre des perspectives totalement nouvelles pour comprendre comment le nourrisson apprend à coordonner ses mouvements avec ceux de son monde extérieur.

Afin de savoir quels sont les stimuli les plus appropriés pour permettre au nourrisson de synchroniser au mieux ses mouvements avec son environnement, nous souhaiterions vous inviter avec votre enfant, à participer à une étude que nous menons dans le service du Pr. Goffinet de la Maternité du Groupe Hospitalier Cochin-Port Royal-Saint Vincent de Paul-La Roche Guyon. Cette étude, intitulée « vision et locomotion chez le nourrisson », est menée par Marianne Barbu-Roth (Docteur en Neurosciences, chargée de recherche au CNRS), Viviane Huet (Technicienne à l'Université Paris Descartes) et Vincent Forma (Doctorant) dans le laboratoire Psychologie de la Perception du CNRS et de l'Université Paris Descartes, avec l'aide de Joëlle Provasi (Ecole Pratiques des Hautes Etudes), Caroline Teulier (Université d'Orsay) et Kim Siekerman (Université de Limerick).

Votre participation consiste à venir, une seule fois, accompagnés de votre enfant, au babylab (Laboratoire de Sciences Cognitives et Psycholinguistiques) au niveau-1 de la Maternité. Votre enfant participera en votre présence à **une évaluation de 15 minutes, spécialement conçue pour les nourrissons**. Cette évaluation est basée sur la mesure du nombre de pas de l'enfant en réponse à la détection d'images mobiles. Dans certains cas, des odeurs et des sons pourront être ajoutés. Chaque enfant est placé dans les bras d'une expérimentatrice, en position érigée au-dessus d'une table ou d'un petit tapis roulant, ou en position ventrale (avec ou sans l'aide d'un support en mousse placé sous son abdomen). Nous enregistrons les mouvements et parfois l'activité musculaire des jambes et des bras de l'enfant en réaction aux mouvements qu'il détecte sur la table (l'activité musculaire est mesurée par 4 capteurs placés sur chaque jambe de l'enfant). En général, les enfants participent sans problème à ces évaluations, mais si votre enfant ne se sent pas à l'aise, nous interrompons immédiatement la séance.

Afin de mieux analyser les réponses des enfants, nous aurons besoin d'enregistrer les sessions sur vidéo. Bien entendu, ces données resteront strictement confidentielles et anonymes, et seuls les membres de l'équipe de recherche pourront y avoir accès : aucun nom propre ne figurera sur les enregistrements et ceux-ci seront gardés dans des armoires fermées à clef. Si vous le souhaitez, les enregistrements vidéo pourront être détruits après l'exploitation qui en sera faite dans le cadre de cette recherche.

Bien entendu, la participation ou non de votre enfant à ce projet ne peut en aucun cas modifier vos relations avec le service de la Maternité du Groupe Hospitalier Cochin-Port Royal-Saint Vincent de Paul-La Roche Guyon. Si vous souhaitez des renseignements supplémentaires, vous pouvez contacter Marianne Barbu-Roth (06 1861 0915), Vincent Forma (06 23 40 14 37) ou Viviane Huet (01 4286 4230).

Avec tous nos remerciements pour votre collaboration,

Marianne Barbu-Roth



Annexe II : Brevet international :
Device for assisting the crawling of an
infant

Acknowledgement of receipt

We hereby acknowledge receipt of your request for the processing of an international application according to the Patent Cooperation Treaty as follows:

Submission number	3637807	
PCT application number	PCT/EP2015/066359	
Date of receipt	16 July 2015	
Receiving Office	European Patent Office, The Hague	
Your reference	368050D33682	
Applicant	UNIVERSITE PARIS DESCARTES	
Number of applicants	4	
Country	FR	
Title	DEVICE FOR ASSISTING THE CRAWLING OF AN INFANT	
Documents submitted	eolf-pkda.xml eolf-appb.xml eolf-cgpa-000001.xml eolf-othd-000001.pdf (25 p.) eolf-appb-P000001.pdf (8 p.)	eolf-requ.xml eolf-fees.xml eolf-vlog.xml eolf-abst.txt eolf-cgpa-I000001.pdf (1 p.)
Submitted by	CN=Natacha Baclet 33372	
Method of submission	Online	
Date and time receipt generated	16 July 2015, 18:10 (CEST)	

Message Digest

4F:6D:91:B6:85:8E:E1:96:25:06:B0:C6:9C:3A:08:F5:55:70:A0:8A

Correction by the EPO of errors in debit instructions filed by eOLF

Errors in debit instructions filed by eOLF that are caused by the editing of Form 1038E entries or the continued use of outdated software (all forms) may be corrected automatically by the EPO, leaving the payment date unchanged (see decision T 152/82, OJ EPO 1984, 301 and point 6.3 ff ADA, Supplement to OJ EPO 10/2007).

/European Patent Office/

PCT REQUEST

Print Out (Original in Electronic Form)

0	For receiving Office use only	
0-1	International Application No.	
0-2	International Filing Date	
0-3	Name of receiving Office and "PCT International Application"	
0-4	Form PCT/RO/101 PCT Request	
0-4-1	Prepared Using	PCT Online Filing Version 3.5.000.244e MT/FOP 20141031/0.20.5.20
0-5	Petition The undersigned requests that the present international application be processed according to the Patent Cooperation Treaty	
0-6	Receiving Office (specified by the applicant)	European Patent Office (EPO) (RO/EP)
0-7	Applicant's or agent's file reference	368050D33682
I	Title of Invention	DEVICE FOR ASSISTING THE CRAWLING OF AN INFANT
II	Applicant	
II-1	This person is	Applicant only
II-2	Applicant for	All designated States
II-4	Name	UNIVERSITE PARIS DESCARTES
II-5	Address	12, rue de l'Ecole de Médecine 75006 PARIS France
II-6	State of nationality	FR
II-7	State of residence	FR
III-1	Applicant and/or inventor	
III-1-1	This person is	Applicant only
III-1-2	Applicant for	All designated States
III-1-4	Name	CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE (CNRS)
III-1-5	Address	3, rue Michel Ange 75016 PARIS France
III-1-6	State of nationality	FR
III-1-7	State of residence	FR

PCT REQUEST

Print Out (Original in Electronic Form)

III-2	Applicant and/or inventor	
III-2-1	This person is	Applicant only
III-2-2	Applicant for	All designated States
III-2-4	Name	ECOLE PRATIQUE DES HAUTES ETUDES
III-2-5	Address	4, rue Ferrus 75014 PARIS France
III-2-6	State of nationality	FR
III-2-7	State of residence	FR
III-3	Applicant and/or inventor	
III-3-1	This person is	Applicant only
III-3-2	Applicant for	All designated States
III-3-4	Name	SAN FRANCISCO STATE UNIVERSITY
III-3-5	Address	1600 Holloway Avenue SAN FRANCISCO, 94132-4161 United States of America
III-3-6	State of nationality	US
III-3-7	State of residence	US
III-4	Applicant and/or inventor	
III-4-1	This person is	Inventor only
III-4-3	Inventor for	All designated States
III-4-4	Name (LAST, First)	BARBU-ROTH, Marianne
III-4-5	Address	21 Boulevard de Montmorency 75016 PARIS France
III-5	Applicant and/or inventor	
III-5-1	This person is	Inventor only
III-5-3	Inventor for	All designated States
III-5-4	Name (LAST, First)	FORMA, Vincent
III-5-5	Address	39 quai de la Banquière 06730 Saint André de la Roche France
III-6	Applicant and/or inventor	
III-6-1	This person is	Inventor only
III-6-3	Inventor for	All designated States
III-6-4	Name (LAST, First)	TEULIER, Caroline
III-6-5	Address	1 allée Louis de Villetain 91190 GIF S/YVETTE France

PCT REQUEST

Print Out (Original in Electronic Form)

III-7	Applicant and/or inventor	
III-7-1	This person is	Inventor only
III-7-3	Inventor for	All designated States
III-7-4	Name (LAST, First)	ANDERSON, David
III-7-5	Address	4617 Mason Street PLEASANTON, CA 94588 United States of America
III-8	Applicant and/or inventor	
III-8-1	This person is	Inventor only
III-8-3	Inventor for	All designated States
III-8-4	Name (LAST, First)	PROVASI, Joëlle
III-8-5	Address	20 rue Ferdinand Boire 91300 MASSY France
III-9	Applicant and/or inventor	
III-9-1	This person is	Inventor only
III-9-3	Inventor for	All designated States
III-9-4	Name (LAST, First)	SCHAAL, Benoist
III-9-5	Address	22 rue Lasson 21220 TERNANT France
IV-1	Agent or common representative; or address for correspondence	
	The person identified below is hereby/ has been appointed to act on behalf of the applicant(s) before the competent International Authorities as:	Agent
IV-1-1	Name	Regimbeau
IV-1-2	Address	REGIMBEAU 20, rue de Chazelles 75847 PARIS CEDEX 17 France
IV-1-3	Telephone No.	+33 1 44 29 35 00
IV-1-4	Facsimile No.	+33 1 44 29 35 99
IV-1-5	e-mail	info@regimbeau.eu
IV-1-6	Agent's registration No.	463
V	DESIGNATIONS	
V-1	The filing of this request constitutes under Rule 4.9(a), the designation of all Contracting States bound by the PCT on the international filing date, for the grant of every kind of protection available and, where applicable, for the grant of both regional and national patents.	

PCT REQUEST

Print Out (Original in Electronic Form)

VI-1	Priority claim of earlier regional application	
VI-1-1	Filing date	17 July 2014 (17.07.2014)
VI-1-2	Number	14306163.8
VI-1-3	Regional Office	EP
VI-2	Priority document request	
	The receiving Office is requested to prepare and transmit to the International Bureau a certified copy of the earlier application(s) identified above as item(s):	VI-1
VI-3	Incorporation by reference :	
	where an element of the international application referred to in Article 11(1)(iii)(d) or (e) or a part of the description, claims or drawings referred to in Rule 20.5(a) is not otherwise contained in this international application but is completely contained in an earlier application whose priority is claimed on the date on which one or more elements referred to in Article 11(1)(iii) were first received by the receiving Office, that element or part is, subject to confirmation under Rule 20.6, incorporated by reference in this international application for the purposes of Rule 20.6.	
VII-1	International Searching Authority Chosen	European Patent Office (EPO) (ISA/EP)
VII-2	Request to use results of earlier search; reference to that search	
VII-2-1	Filing date	04 November 2014 (04.11.2014)
VII-2-2	Application Number	EP 14 30 6163
VII-2-3	Country (or regional Office)	EP
VII-2-5	Documents are available to the ISA in a form and manner acceptable to it and therefore do not need to be submitted by the applicant to the ISA (Rule 12bis.1(f)):	A copy of the results of the earlier search A copy of any document cited in the results of the earlier search
VIII	Declarations	Number of declarations
VIII-1	Declaration as to the identity of the inventor	-
VIII-2	Declaration as to the applicant's entitlement, as at the international filing date, to apply for and be granted a patent	-
VIII-3	Declaration as to the applicant's entitlement, as at the international filing date, to claim the priority of the earlier application	-
VIII-4	Declaration of inventorship (only for the purposes of the designation of the United States of America)	-
VIII-5	Declaration as to non-prejudicial disclosures or exceptions to lack of novelty	-

PCT REQUEST

Print Out (Original in Electronic Form)

IX	Check list	Number of sheets	Electronic file(s) attached
IX-1	Request (including declaration sheets)	5	✓
IX-2	Description	19	✓
IX-3	Claims	5	✓
IX-4	Abstract	1	✓
IX-5	Drawings	8	✓
IX-7	TOTAL	38	
	Accompanying Items	Paper document(s) attached	Electronic file(s) attached
IX-8	Fee calculation sheet	-	✓
IX-11	Copy of general power of attorney	-	Reference no. 522660.0
IX-20	Figure of the drawings which should accompany the abstract	2	
IX-21	Language of filing of the international application	English	
X-1	Signature of applicant, agent or common representative	/Marie AUDREN/	
X-1-1	Name	Regimbeau	
X-1-2	Name of signatory	Marie AUDREN	
X-1-3	Capacity (if such capacity is not obvious from reading the request)	(Representative)	

FOR RECEIVING OFFICE USE ONLY

10-1	Date of actual receipt of the purported international application	
10-2	Drawings:	
10-2-1	Received	
10-2-2	Not received	
10-3	Corrected date of actual receipt due to later but timely received papers or drawings completing the purported international application	
10-4	Date of timely receipt of the required corrections under PCT Article 11(2)	
10-5	International Searching Authority	ISA/EP
10-6	Transmittal of search copy delayed until search fee is paid	

FOR INTERNATIONAL BUREAU USE ONLY

11-1	Date of receipt of the record copy by the International Bureau	
-------------	---	--

PCT (ANNEX - FEE CALCULATION SHEET)

Print Out (Original in Electronic Form)

(This sheet is not part of and does not count as a sheet of the international application)

0	For receiving Office use only		
0-1	International Application No.		
0-2	Date stamp of the receiving Office		
0-4	Form PCT/RO/101 (Annex)		
0-4-1	PCT Fee Calculation Sheet Prepared Using	PCT Online Filing Version 3.5.000.244e MT/FOP 20141031/0.20.5.20	
0-9	Applicant's or agent's file reference	368050D33682	
2	Applicant	UNIVERSITE PARIS DESCARTES	
12	Calculation of prescribed fees	Fee amount/multiplier	Total amounts (EUR)
12-1	Transmittal fee T	⇔	130
12-2-1	Search fee S	⇔	1875
12-2-2	International search to be carried out by	EP	
12-3	International filing fee (first 30 sheets) i1	1097	
12-4	Remaining sheets 8		
12-5	Additional amount (X) 12		
12-6	Total additional amount i2	96	
12-7	i1 + i2 = i	1193	
12-12	Electronic Filing reduction (Image) R	-165	
12-13	Total International filing fee (i-R) I	⇔	1028
12-14	Fee for priority document Number of priority documents requested 1		
12-15	Fee per document (X) 50		
12-16	Total priority document fee: P	⇔	50
12-17	Fee for restoration of priority rights RP Number of requests for restoration of priority rights 0		
	Total amount of fees for restoration of priority rights		
12-19	TOTAL FEES PAYABLE (T+S+I+P+RP)	⇔	3083

PCT (ANNEX - FEE CALCULATION SHEET)

Print Out (Original in Electronic Form)

(This sheet is not part of and does not count as a sheet of the international application)

12-21	Mode of payment	Authorization to charge deposit or current account
12-22	Deposit or current account instructions The receiving Office	European Patent Office (EPO) (RO/EP)
12-22-1	Authorization to charge the total fees indicated above	✓
12-22-2	Authorization to charge any deficiency or credit any overpayment in the total fees indicated above	✓
12-22-3	Authorization to charge the fee for priority document	✓
12-23	Deposit or current account No.	28040004
12-24	Date	16 July 2015 (16.07.2015)
12-25	Name and signature	AUDREN MARIE, /AUDREN Marie/

DEVICE FOR ASSISTING THE CRAWLING OF AN INFANT

Field of the invention

The present invention relates to a device for assisting infant's
5 crawling from birth.

Background description

Training locomotion as early as possible is crucial for infants at
risk for developing locomotor delays. Upright locomotion is difficult to
10 exercise in these infants, especially from birth, as their body tone is low.
Crawling is a better candidate because it not only eliminates the upright
postural problem, but, also, exercises the arms to move in coordination
with the legs, with arm movement being an important factor in mature
bipedal locomotion. Moreover, crawling naturally exists at birth and as
15 such is an excellent candidate for early training of locomotion. Training
crawling on a mattress at birth, especially in infants with low body tone,
has nevertheless to overcome one obstacle: supporting the weight of
the head and the chest of the infant away from the surface in order not
to block the infant's forward propulsion and to allow the arms to move.
20 Pediatricians and kinesi therapists usually try to overcome this problem
of helping infants to crawl by manually raising the infant's head and
trunk off the floor and pulling them forward. This practice requires very
specific skills that all pediatricians do not have, and influences the
infant's movements depending on the manner in which the pediatrician
25 supports the infant.

Devices for assisting infant crawling are already known, but are
designed for infants of at least a few months of age. For example,
document WO2011/146795 discloses a device facilitating crawling of
infants who are at least 4 months of age and unable to propel
30 themselves. The device is comprised of a motorized horizontal wheeled
platform, on which the infant is placed in a horizontal prone position,
that senses the infant's intent to move their legs and arms and engages
movements of the wheels depending on the infant's intent, regardless of

whether the infant's movements are effective or not. The device is not designed to enable the infant to move by his own strength as the strength of the arm and leg muscles needed to move the device is minimal. Therefore, it does not push the infant to express his maximal crawling muscle activity.

Summary of the invention

One aim of the present invention is to provide a device for assisting infant crawling, allowing the infant to express and develop his own maximal arm and leg muscle activity for quadrupedal propulsion.

This problem is solved, according to the invention, thanks to a device for assisting crawling of an infant on a training surface comprising:

- a platform comprising a chest-supporting surface for supporting a chest of the infant resting on the platform in a prone position, and
 - rolling elements rotatably mounted on the platform and located between the platform and the training surface,
- wherein the platform is shaped so that, when the rolling elements are in contact with the training surface, the chest supporting surface of the platform is inclined relative to the training surface, so that the pelvis and the legs of the infant are in contact with the training surface.

The proposed device allows the pelvis and the legs of the infant to remain in contact with the training surface, while raising the chest and allowing the infant to put his forearms on the surface. As a result, the infant can move relative to the training surface by using the maximal force of its arm and leg muscles, while having the upper part of its body relieved from the force of gravity.

In addition, the device may have the following features:

- the chest supporting surface is inclined relative to the training surface to an angle between 15° and 30°;
- the platform comprises:
 - a rigid plate which is parallel to the training surface, when the rolling elements are in contact with the training surface;

- an expanded material inner structure having a first rigidity and a lower surface in contact with the rigid plate and an upper surface which is inclined relative to the lower surface, and
- a foam structure having a second rigidity, greater than the first rigidity and a lower surface in contact with the rigid plate and an upper surface which is parallel relative to the lower surface, and
- a foam outer layer which covers the upper surface of the inner structure;
- the platform comprises a head supporting surface, formed by the foam structure, for supporting a head of the infant, the head supporting surface being parallel to the training surface when the device is positioned with the rolling elements in contact with the training surface;
- the expanded material inner structure comprises:
 - a chest supporting element comprising an upper and a lower surface ;
 - a junction element joining the chest supporting element and the head supporting element and comprising an upper and a lower surface, the upper surface of the chest supporting element and the upper surface of the junction element are covered by the foam outer layer, the upper surface of the foam outer layer that covers the upper surface of the chest supporting element and the upper surface of the foam outer layer that covers the upper surface of the junction element are inclined with an angle γ set between 35° and 55° ;
- the platform comprises a stabilizing system for preventing overturn of the device;
 - the stabilizing system comprises two balancing arms extending from both sides of the head supporting surface;
 - at least one rolling element is rotatably mounted on each balancing arm;
 - each balancing arm is bent so that the balancing arms do not obstruct movements of infant's arms when the infant is crawling;

- the platform comprises two notches arranged on both sides of the infant's shoulders to leave the infant's arms free and unconstrained;
- the platform comprises a harness coat for securing the infant on the platform and wrapping the infant on the platform;
- 5 - the harness coat comprises several pieces of flexible fabric material adapted to overlap, and connecting elements that connect the overlapping pieces together.

The invention also relates to a method of using a device as defined previously, comprising the following steps:

- 10
- putting the infant on the device so as the chest of the infant rests on the chest supporting surface;
 - analyzing the infant crawling by analyzing an infant's crawling pattern.

The invention also relates to a method of using a device as defined previously, comprising the following steps:

- 15
- putting the infant on the device so as the chest of the infant rests on the chest supporting surface;
 - stimulating the infant so as to make the infant crawl;
 - analyzing the infant crawling by measuring sensitivity and
- 20 reactivity of the infant to the stimulation.

The invention also relates to a method of using a device as defined previously, comprising a mobility test, in which the three following steps are repeated:

- 25
- putting the infant on the device by making the chest of the infant resting on the chest supporting surface;
 - leaving the infant move freely by crawling during a time period comprised between 1 minute and 3 minutes;
 - recording characteristics and efficiency parameters of the infant's crawling;

30

wherein, the mobility test comprises a pause time between each series of the three previous steps.

According to a possible embodiment of the invention, if the infant does not crawl during the mobility test, the method comprises the following step:

- repeating the mobility test by passively helping the infant to crawl by using a pushing support, enabling said infant to push with his legs in the pushing support;

According to a possible embodiment of the invention, if the infant does not crawl during the mobility test with the pushing support, the method comprises the following step:

- repeating the mobility test by actively helping the infant to crawl by pushing said infant in order to initiate a crawling movement from the infant, and passively helping said infant by keeping the pushing support.

In addition, the two previous methods may be carried out as follows:

- projecting optic flows around the infant so as to give an illusion of movement to said infant;
- modifying the slope of the training surface so as to increase or decrease the difficulty of crawling for said infant;
- using motivation factors as music, maternal voice, moving objects and/or odors, so as to motivate said infant to crawl;
- using adhesive socks worn by said infant so as to increase the adhesion of the feet of said infant to the training surface.

25 **Brief description of the drawings**

The invention will be described with reference to the drawings, in which:

- figure 1 is a schematic side view of a device for assisting crawling of an infant according to a first embodiment of the invention;
- figure 2 is a schematic side view of the device shown in figure 1 in which an infant is positioned;
- figure 3 is a schematic top view of the device shown in figure 1 in which an infant is positioned;

- figures 4a and 4b are schematic top and side views of a device for assisting crawling of an infant according to the second embodiment of the invention;
- figure 5a is a schematic representation of a first method of using a device according to the invention;
- figure 5b is a schematic representation of a variation of the first method of using a device according to the invention;
- figure 6 is a schematic representation of a second method of using a device according to the invention;
- figures 7a and 7b are two diagrams representing multiplication factors of 3D scores for the legs and for the arms of trained and non-trained infants, depending the age of the infants;
- figures 8a and 8b are two diagrams representing the traveled distance during crawling by the trained and the non-trained infants, depending the age of the infants.

Detailed description

Device structure

According to the first embodiment illustrated in figures 1, 2 and 3, the device comprises a platform 1 positioned on a training surface 3 and rolling elements rotatably mounted on the platform 1. The rolling elements 9 are positioned between the platform and the training surface. In use, an infant 2 is positioned in a prone position on the platform 1.

According to the first embodiment, the device also comprises an inner structure S made of a light and rigid material, in contact with a rigid plate 4 and a low rigidity foam outer layer 8 which covers the light and rigid material inner structure.

The light and rigid material is an expanded material, like expanded polystyrene, in order to have the best compromise between rigidity and weight.

The inner structure S is made of the light and rigid material in order to have the best compromise between rigidity and weight. Indeed, the inner structure must be resistant enough for supporting the weight of the infant 2 while being as light as possible.

5 According to the first embodiment, the device also comprises a low rigidity foam structure 6 in contact with the rigid plate 4 and the light and rigid material inner structure S.

 The plate 4 has a rectangular shape and is made of a rigid material, such as aluminum. The plate 4 comprises a top surface 41 and
10 a bottom surface 42. The plate 4 forms a base for the platform 1.

 The light and rigid material inner structure S comprises a chest supporting element 5, and a junction element 7.

 The chest supporting element 5 comprises an upper surface arranged to support the infant's chest and a lower surface in contact
15 with the top surface 41 of the plate 4.

 The junction element 7 joins the chest supporting element 5 and the low rigidity foam structure 6. The junction element 7 comprises an upper surface which also supports the infant's head, which is the outer layer 8, and a lower surface in contact with the top surface 41 of the
20 plate 4. More precisely, the upper surface of the junction element 7 supports the infant's chin.

 The outer layer 8 is a comfort layer made of low rigidity foam positioned on the upper surface of the chest supporting element 5 and the upper surface of the junction element 7. The comfort layer 8
25 minimizes irritation of the infant's skin, which is very sensitive.

 The low rigidity foam structure 6 forms a head supporting element which comprises an upper surface which supports the infant's head, and a lower surface in contact with the top surface 41 of the plate 4. More precisely, the upper surface is arranged to support the infant's
30 face.

 The rolling elements 9 are rotatably mounted under the bottom surface 42 of the plate 4 in such a way that they can rotate 360 degrees. When the device is in use, the rolling elements 9 are positioned

between the plate 4 and the training surface 3. The rolling elements 9 enable the platform 1 to roll in any direction on the training surface 3 when the infant 2 pushes with his legs and/or with his arms on the training surface. The height of the rolling elements is minimal in order to
5 keep the total height of the device compatible with the possibility for the infant to comfortably put his elbows and/or hands on the surface 3. Therefore, the height of the rolling elements 9 between the training surface 3 and the rigid platform must be lower than 1 cm. In the first embodiment, the height of the rolling element 9 is 9 mm.

10 The platform 1 also comprises a stabilizing system comprising two balancing arms 10 extending from both sides of the low rigidity foam structure 6. The stabilizing system prevents the platform 1 from overturning.

According to the first embodiment, the platform 1 has a chest
15 supporting surface 100, a head supporting surface 101 and a junction surface 102.

The chest supporting surface 100 supports the chest of the infant 2 resting on the platform 1. The chest supporting surface 100 is made by a part of the comfort layer 8 which covers the upper surface of the
20 chest supporting element 5.

The head supporting surface 101 supports the head of the infant. The head supporting surface 101 is parallel to the training surface. The head supporting surface 101 is formed by the upper surface of the head supporting element formed by the low rigidity foam structure 6.

25 The junction surface 102 joins the chest supporting surface 100 and the head supporting surface 101. The junction surface 102 is made by a part of the comfort layer 8 which covers the upper surface of the junction element 7.

By supporting the infant 2, the device compensates for the effect
30 of gravity on the head and chest, which effect blocks the movements of the arms and forward propulsion, the primary inhibitor of natural crawling. Indeed, while the infant 2 is positioned on the platform 1 in a prone position, he does not support his own head and chest weight for

moving while keeping the pelvis and the legs in contact with the training surface, maximizing the force of his legs for propulsion.

When the rolling elements 9 are in contact with the training surface 3, the plate 4 extends parallel to the training surface 3.

5 The inclined upper surface and the horizontal lower surface of the chest supporting element 5 form an angle β between 15° and 30° . Advantageously β is about 23° . When the rolling elements 9 are in contact with the training surface 3, the comfort layer 8, that covers the upper surface of the chest supporting element 5, is inclined relative to
10 the training surface 3 with the angle β . This angle β enables the infant 2 to have his pelvis and his legs in contact with the training surface 3. The length of the upper surface of the chest supporting element 5 is adapted to the size of the infant 2 in order for the infant's forearms to be in contact with the training surface 3 when the infant 2 is supported by the
15 upper surface of the chest supporting element 5 and has his pelvis and his legs in contact with the training surface 3. The fact that the infant 2 has his pelvis, his legs and his forearms in contact with the training surface 3, while he does not support his own weight, enables the infant 2 to crawl and move by his own strength, thus developing his motor
20 capacities, like strength and coordination.

The upper surface of the low rigidity foam structure 6 is parallel to the upper surface 41 of the plate 4 and thus also parallel to the training surface 3 when the device 1 is positioned with the rolling elements 9 in contact with the training surface.

25 The junction element 7 is inclined relative to the upper surface of the chest supporting element 5 with an angle γ between 35° and 55° . Advantageously γ is about 45° . This angle γ enables the upper surface of the head supporting element to support the infant's head so that the infant does not need to put a strain on his neck muscles when he is
30 crawling. With such a junction element 7, the platform 1 can be used for assisting newborns and motor delayed infants, which have very weak neck muscles. In another embodiment, the junction element 7 can be

rotatably mounted to the chest supporting element 5 in order to follow the infant's head movement.

5 The compressibility of the comfort layer 8 on top of the junction 7, is such that the thickness of the comfort layer 8 adapts itself to the infant's neck and head in order to adjust the angle γ to the size of different infants 2 who can use the device 1. Indeed, the value of the angle γ provides good support to the infant's neck and head.

10 The light and rigid material has a density comprised between 20 kg/m³ and 35 kg/m³, and the low rigidity foam has a density of about 40 kg/m³.

15 The density of the light and rigid material can be advantageously adapted according to the weight (and therefore the age) of the infant. For example, the light and rigid material may have a density of about 28 kg/m³ for a new born, and a density of about 32kg/m³ for an older infant.

20 The rolling elements 9 are constructed such that they enable the device to move in any direction parallel to the training surface. In a non-limiting example, the rolling elements 9 are tack-balls. In the example illustrated in figures 1 to 3, the device 1 comprises ten track-balls. The rolling elements are arranged under the bottom surface of the plate 4 so as to maximize the stability of the device 1.

25 The two balancing arms 10 are positioned symmetrically from both sides of the head supporting element 6 in order to prevent the device from overturning. At least one rolling element 9 is mounted under each balancing arm 10, and preferably two rolling elements 9 are mounted under each balancing arm 10. The balancing arms 10 are positioned at the level of the infant's head and are bent so that the balancing arms 10 do not obstruct movement of infant's arms when the infant 2 is crawling.

30 In order to secure the infant 2 to the platform 1, the platform 1 comprises a harness coat. The harness coat comprises several pieces of flexible material adapted to overlap, and connecting elements for connecting the overlapping pieces together. In a non-limiting example,

the harness coat comprises three fabric strips and two elastic suspenders. The harness coat covers the infant 2 when he is positioned on the platform and it also covers the bottom surface of the plate 4. The harness coat tightens around the infant 2 in order to reproduce the tightening of the arms of the infant's mother. This allows the infant 2 to feel confident and comfortable when using the device 1.

Referring to figures 4a and 4b, the platform 1 according to a second embodiment of the invention comprises a chest supporting element 5 and a comfort layer 8 forming two notches 11. The notches 11 are positioned on both sides of the chest supporting element 5 and the comfort layer 8 at the infant's shoulder level. The notches 11 leave the infant's arms unconstrained in order to facilitate the infant's movements and make crawling easier for the infant.

In order to analyze the infant's movements made during his crawling, 3D captors (for three dimensions) and cameras are used, so as to record the infant's movements. The 3D captors are put on infant's body parts, which are interesting for analyzing the infant's crawling (for example the joints of the legs and arms, the head, and the trunk). The recorded movements of the infant are processed by a computer device, and thus a 3D or 2D analyze can be proceed.

Methods for using the device

In order to understand how the newborn and infant are able to adapt their actions to the different stimuli of their environment, and reciprocally, how their own action could map the development of their perception of their environment, a first method of using the device comprises, as represented in figure 5a:

- a step A in which the infant 2 is put on the device so as the chest of the infant 2 rests on the chest supporting surface 100;
- a step C in which the infant crawling is analyzed by analyzing an infant's crawling pattern

The analyze of the infant's crawling pattern could be achieved, for example, by measuring the distance travelled by the infant 2 and/or by

analyzing the coordination of legs and arms of the infant 2 during his crawling movements.

When he is put on the device, the infant 2 can freely move, therefore it is possible to analyze the spontaneous reaction of the infant
5 when he is put on said device. Moreover, it is also possible to analyze the reaction to the infant when he is stimulated.

According to a variation of the first method, as illustrated in figure 5b, the method comprises the following steps:

- 10 - the step A, in which the infant 2 is put on the device so as the chest of the infant 2 rests on the chest supporting surface 100;
- a step B, in which the infant 2 is stimulated so as to make said infant 2 crawl;
- a step C' in which the infant's crawling pattern is analyzed by
15 measuring the sensitivity and reactivity of the infant 2 to the stimulus.

The stimulus used for encouraging the infant 2 to crawl could be presented in vision (for example the infant's mother face), audition (for example the infant's mother voice), or olfaction modality (for example
20 the infant's mother smell). The stimulus could also be multimodal, by combining visual, auditory and/or olfactory stimuli.

In this variation of the first method, the analyze of the infant crawling pattern could be achieved, for example, by measuring the distance travelled by the infant 2 toward the stimulus, by analyzing the
25 coordination of legs and arms of the infant 2 during his crawling movements, and/or by measuring the orientation of the infant 2 regarding the stimuli.

When he is put on the device, the infant 2 can freely move, and thus the infant 2 can freely react to any stimulus presented in front of
30 him, by moving toward the stimulus, and/or modifying the pattern of his propulsion, and/or increasing the velocity of his propulsion. All of these changes give information on the integrity of the coupling between the perception of stimuli in his environment by the infant 2 and his mobility.

Moreover, all these changes can reveal if the infant 2 not only discriminates his environment, for example his mother face, but performs appropriate goal oriented mobility toward his mother face.

5 Such a method reveals if a newborn will initiate a complete new action in response to his mother face (by example by propelling himself and orienting his body toward his mother face). Such information cannot be obtained by studies on face discrimination based on the heart rate, movement of the eyes, movement of the head, and/or brain activity
10 which try to detect the reaction of a new born to his mother face.

Besides, such a method enables to investigate about the different effects for the infant 2 to actively moving himself on the device versus being passively moved on it, on the development of his perception in multiple domains, visual, vestibular, tactile, etc. This investigation is
15 important in order to explore the role of active versus passive movements in the development of the infant 2, and especially for an infant 2 which has a risk of developing motor delays.

According to a second method of using the device, as represented
20 in figure 6, a method of using the device comprises a mobility test. The mobility test comprises the three followings steps which are repeated:

- a step A in which an infant (2) is put on the device by making the chest of the infant (2) resting on the chest supporting surface (100);
- 25 - a step D in which the infant (2) is left free to move by crawling during a time period comprised between 1 minute and 3 minutes, preferably to 2 minutes;
- a step E in which characteristics and efficiency parameters of the infant's crawling are recorded;

30 The mobility test comprises a pause time between each series of the three steps A, D and E. This pause time is preferably a time period comprises between 4 minutes and 6 minutes, and more preferably 5

minutes. In a preferred embodiment, the mobility test comprises three series of the steps A, D and E.

In a preferred embodiment, the characteristics parameters of the infant's crawling are the distance travelled during the crawling, and/or
 5 the 3D (for 3 dimensions x, y, z) or 2D (for 2 dimensions x, y) scores of the movements of the body, the head and all the joints of the legs and arms, and/or the number of leg and arm steps made by the infant 2 during the crawling, and/or the amplitude and the angular velocity of flexions and extensions of the joints of the legs (the hips and the knees)
 10 and arms (the shoulders and the elbows) at each step made by the infant during his crawling.

In a preferred embodiment, the efficiency parameters of the infant's crawling are evaluated on the distance travelled by the infant at step D, the symmetry of movements of the infant, and/or the
 15 coordination of leg, arm, head and trunk movements.

The characteristic and efficiency parameters are obtained by using 3D captors and cameras, the captors being positioned in the member of the infant 2, so as to record the movements made by the infant 2 during his crawling. When the movements of the infant are recorded in a
 20 computer device, the infant's movements can be analyzed in 3D or in 2D. The 3D or 2D score is obtained by taking average of the traveled distance by each 3D captor disposed in a member of the infant 2.

In the second method of using the device, if the infant 2 does not crawl during the mobility test, the method could comprise:

- 25 - a step F in which the mobility test is repeated by passively helping the infant 2 to crawl by using a pushing support, enabling said infant 2 to push with his legs in the pushing support.

The pushing support can be the hands of a parent of the infant 2, or a small plate which is installed at the feet of the infant 2, perpendicularly
 30 to the feet of said infant 2. The pushing support is used to offer to the infant 2 a better grip to the training surface 3, so as to facilitate his propulsion on said training surface 3. The help given in the step F is

passive; therefore the movement of the infant 2 is achieved only by his own force.

In the second method of using the device, if the infant 2 does not crawl during the mobility test, even with the pushing support, the method could comprise the following step:

- a step G in which the mobility test is repeated by actively helping the infant 2 to crawl by pushing said infant in order to initiate a crawling movement from the infant 2, and by passively helping the infant 2 to crawl by keeping the pushing support.

The active help given to the infant could consist of a movement impulsion given with the pushing support to the infant's foot, in an alternated manner, so as to push the infant 2 and the device, and thus initiate infant's crawling. Contrary the passive help given in step F, in which the pushing support is only put behind each foot of the infant, in the active help given in step G, the pushing support put behind each foot of the infant is used to give a movement impulsion. Moreover, in order to keep the infant 2 crawling after the impulsion given to the device, the pushing support is passively used so as to facilitate the crawling for said infant 2.

Characteristics and efficiency parameters of the infant's crawling are recorded during step E, F or G, enabling, not only to analyze all the parameters of crawling, but also to analyze the coordination of the movements of all the body made by the infant 2. Such coordination analysis is important for detecting risks of development of motor delays, especially for the newborns. The known methods, in which the movements of the arm, leg, or head are analyzed separately, cannot analyze the coordination of the movements of the different limbs of the infant 2.

The first and second methods have a plurality of variations. More precisely, in order to increase the efficiency of the first and second methods of using the device, said first and second methods comprises at least one of the following steps:

- a step in which optic flows are projected around the infant 2 so as to give an illusion of movement to said infant 2;
- a step in which the slope of the training surface 3 is modified so as to increase or decrease the difficulty for crawling for said infant 2;
- 5 - a step in which motivation factors are used, as music, maternal voice, moving objects and/or odors, so as to motivate said infant 2 to crawl;
- a step in which adhesive socks worn by said infant 2 are used, so as to increase the adhesion of the feet of said infant 2 to the training surface 3.

10 The projection of the optic flows modifies the environment perception of the infant 2, giving him the illusion that he moves in a different direction, and/or that he moves with a different velocity.

The modification of the slope of the training surface 3 enables to adapt the difficulty of the crawling to the infant's capacities.

15 The motivation factors, as the music, the maternal voice, the objects movements, and/or the odors enable to motivate the infant 2 to crawl, for example to crawl toward his mother which calls him.

20 The use of adhesive socks facilitates the crawling for the infant 2 by increasing the grip to the training surface 3.

Such steps facilitate the crawling of the infant 2, and such steps can be very important for infants with low weight, low muscular tone, or presenting a cerebral problem (cerebral palsy for example) in order they achieve crawling.

25

Experimental results

An experiment testing the effects of the use of the device by infants has been conducted.

30 This experiment was conducted on three typical infants (three newborns aged of one week). Each of the three infants has been trained from birth, during 1 month, with a device according to the invention rolling on a pediatrician mat, with a training rhythm of 5 minutes per day.

Each of the three infants has been tested for his crawling capacity on the device and his air stepping and tactile upright stepping at the end of the training session of 1 month, then at the age of 3 months, then at the age of 5 months.

5 Such experiment enables to compare the skills between the trained infants and the infants of the same age, which have not been trained.

 Moreover, an osteopath-physiotherapist has examined each of the three infants at the end of the training in order to detect any anomaly.
10 The osteopath-physiotherapist has also examined the three infants put on the device according to the invention.

 The training was conducted by the mother of each infant, the mother recording the covered distances by the infant, the infant's awareness, the infant's cries and the infant's behavior at each daily
15 training session. Moreover, ones a week, the mother has had to record a video of the training.

 Besides, at each visit of the infant and his mother, the infant's sensorimotor development has been analyzed, and the mother had to answer a questionnaire.

20 The experiment showed that:

- The device according to the invention is easy to use on the infants.
- The infants cry mainly at the beginning of the training, because the infants were trained before feeding.
- 25 - The hands of the mother seem to be a good support to the infant feet, in order to help him to push with his legs. The best method is to use one hand behind one foot, helping the infant to make an alternate movement of his legs.
- An infant has crawled approximately 100 meters in 1 month (0,5
30 meter to 6 meters each day).
- An osteopath-physiotherapist examined the infants, and no problem has been detected. To the contrary, the osteopath-

physiotherapist found that the muscular tonus and the symmetry of the infants had been increased.

- The trained infants had a better head carried and a better trunk tonus than non-trained infants.
- 5 - There are no significant differences between the trained infants and the non-trained infants for the number of movements of the legs and the arms on their spontaneous crawling tested at the different ages. However, the traveled distance is much higher for the trained than non trained infants when a support is used
- 10 behind the infant's foot (like the hands of the mother): this is evident at the end of the training and even at 2 months after the infants stopped their training.
- Moreover, the training had an effect on the progression of the 3D score of the movements of the joints of the legs and arms of the
- 15 infant between birth, 1, 3 and 5 months. Compared to non trained infants, each trained infant has a higher increase curve of their performance in their 3D score especially between birth and just after training at 1,5 month of age and between 3 and 5 months of age.
- 20 - The training had an effect on the aerial walking (an activity close to the swimming). This result is interesting, because it suggests that training with the device increases coordination of the legs.
- The training had no effect on the bipedal walking, the results of the trained infants are not better than the results of the non-
- 25 trained infants. It seems that a 5 min daily training of 1 month is not sufficient for training the extensor of the legs to support the weight of the infant.

As illustrated in figures 7a and 7b, which represent the average

30 multiplication factors of the 3D scores of the three trained infants and the average multiplication factors of the 3D scores of forty non-trained infants, the training tends to increase the crawling capacity of the infants. Moreover, the multiplication factors of the 3D scores are still

superior for the trained infants between 3 and 5 months, whereas the training was finished at this age. The multiplication factors of the 3D score represent the increase of the 3D score between a date and the previous date. For example, the multiplication factor of the 3D score at 5 1,5 month is the multiplication factor between the 3D score at the birth and at 1,5 month, and the multiplication factor of the 3D score at 3 months is the multiplication factor between the 3D score at 1,5 month and at 3 months.

10 As illustrated in figures 8a and 8b, the trained infants clearly crawl a longer distance than the non-trained infants from 1,5 months (at the end of the training) to 3 months. The effective travelled distance is the distance travelled by an infant according to only one direction, and during 1 minute. The absolute travelled distance is the distance travelled 15 by the infant during 1 minute, whatever the direction. For the effective travelled distance, as illustrated in figure 8a, even at 5 months, the trained infants still crawl a longer distance than the non-trained.

CLAIMS

1. Device for assisting crawling of an infant (2) on a training surface (3) comprising:
 - 5 - a platform (1) comprising a chest supporting surface (100) for supporting a chest of the infant (2) resting on the platform (1) in a prone position, and
 - rolling elements (9) rotatably mounted on the platform in such a way that they can rotate 360 degrees (1) and arranged to be located
10 between the platform (1) and the training surface (3),
wherein the platform (1) is shaped so that, when the rolling elements (9) are in contact with the training surface (3), the chest supporting surface (100) of the platform (1) is inclined relative to the training surface (3), so that the pelvis and the legs of the infant (2) are in
15 contact with the training surface (3).

2. Device according to claim 1, wherein the chest supporting surface is inclined relative to the training surface (3) of an angle β between 15° and 30°.
20

3. Device according to claim 1 or 2, wherein the platform (1) comprises:
 - a rigid plate (4) which is parallel to the training surface (3), when the rolling elements (9) are in contact with the training surface (3) ;
 - 25 - an expended material inner structure (S) having a first rigidity and a lower surface in contact with the rigid plate (4) and an upper surface which is inclined relative to the lower surface, and
 - a foam structure (6) having a second rigidity, greater than the first rigidity and a lower surface in contact with the rigid plate (4) and
30 an upper surface which is parallel relative to the lower surface, and
 - a foam outer layer (8) which covers the upper surface of the inner structure (S).

4. Device according to one of claims 1 to 3, wherein the platform (1) comprises a head supporting surface (101), formed by the foam structure (6), for supporting a head of the infant (2), the head supporting surface (101) being parallel to the training surface (3) when
5 the device is positioned with the rolling elements (9) in contact with the training surface (3).
5. Device according to one of claims 3 to 4, wherein the expended material inner structure (S) comprises:
- 10 - a chest supporting element (5) comprising an upper and a lower surface ;
- a junction element (7) joining the chest supporting element (5) and the head supporting element (6)
- the elements 5 and 7 comprising an upper and a lower surface;
- 15 the upper surface of the chest supporting element (5) and the upper surface of the junction element (7) being covered by the foam outer layer (8), the upper surface of the foam outer layer (8) that covers the upper surface of the chest supporting element (5) and the upper surface of the foam outer layer (8) that covers the upper surface of the junction
20 element (7) are inclined with an angle γ between 35° and 55° .
6. Device according to one of the claims 1 to 5, wherein the platform (1) comprises a stabilizing system for preventing overturn of the device.
- 25 7. Device according to claim 6, wherein the stabilizing system comprises two balancing arms (10) extending from both sides of the head supporting surface.
8. Device according to claim 7, wherein at least one rolling element
30 (9) is rotatably mounted on each balancing arm in such a way that it can rotate 360 degrees (10).

9. Device according to claim 7 or 8, wherein each balancing arm (10) is bent so that the balancing arms (10) do not obstruct movements of infant's arms when the infant (2) is crawling.
- 5 10. Device according to one of claims 1 to 9, wherein the platform comprises two notches (11) arranged on both sides of the infant's shoulders so as to leave the infant's arms unconstrained.
- 10 11. Device according to one of claims 1 to 10, wherein the platform (1) comprises a harness coat for securing the infant on the platform and wrapping the infant on the platform.
- 15 12. Device according to claim 11, wherein the harness coat comprises several pieces of flexible fabric material adapted to overlap, and connecting elements for connecting the overlapping pieces together.
13. Method of using a device according to one of claims 1 to 12, comprising the following steps:
- 20 - putting the infant (2) on the device so as the chest of the infant (2) rests on the chest supporting surface (100);
 - analyzing the infant crawling by analyzing an infant's crawling pattern.
- 25 14. Method of using a device according to claim 13, comprising the following steps:
- putting the infant (2) on the device so as the chest of the infant (2) rests on the chest supporting surface (100);
 - stimulating the infant 2 so as to make the infant (2) crawling;
 - 30 - analyzing the infant's crawling pattern by measuring the sensitivity and reactivity of the infant (2) to the stimulus.

15. Method of using a device according to one of claims 1 to 12, comprising a mobility test, wherein the three following steps are repeated:

- 5 - putting the infant (2) on the device by making the chest of the infant (2) resting on the chest supporting surface (100);
- leaving the infant (2) move freely by crawling during a time period comprised between 1 minute and 3 minutes;
- recording characteristics and efficiency parameters of the infant's crawling;

10 wherein, the mobility test comprises a pause time between each series of the three previous steps.

16. Method according to claim 15, wherein, if the infant (2) does not crawl during the mobility test, the method comprises the following step:

- 15 - repeating the mobility test by passively helping the infant (2) to crawl by using a pushing support, enabling said infant to push with his legs in the pushing support.

17. Method according to claim 16, wherein, if the infant (2) does not crawl during the mobility test with the pushing support, the method comprises the following step:

- 20 - repeating the mobility test by actively helping the infant (2) to crawl by pushing said infant 2 in order to initiate a crawling movement from the infant (2), and passively helping said infant
- 25 (2) by keeping the pushing support.

18. Method according to one of claim 13 to 17, comprising at least one of the following steps, so as to increase the efficiency of the use of the device:

- 30 - projecting optic flows around the infant (2) so as to give an illusion of movement to said infant (2);
- modifying the slope of the training surface (3) so as to increase or decrease the difficulty of crawling for said infant (2);

- using motivation factors as music, maternal voice, moving objects and/or odors, so as to motivate said infant (2) to crawl;
- using adhesive socks worn by said infant (2) so as to increase the adhesion of the feet of said infant (2) to the training surface (3).

Abstract

Device for assisting crawling of an infant (2) on a training
5 surface comprising:
- a platform (1) comprising a chest supporting surface for
supporting a chest of the infant (2) resting on the platform (1) in a
prone position, and
- rolling elements (9) rotatably mounted on the platform in such a
10 way they can rotate 360 degrees (1) and arranged to be located
between the platform (1) and the training surface,
wherein the platform (1) is shaped so that, when the rolling elements
(9) are in contact with the training surface, the chest supporting surface
of the platform (1) is inclined relative to the training surface, so that the
15 pelvis and the legs of the infant (2) are in contact with the training
surface.

20

FIGURE 2

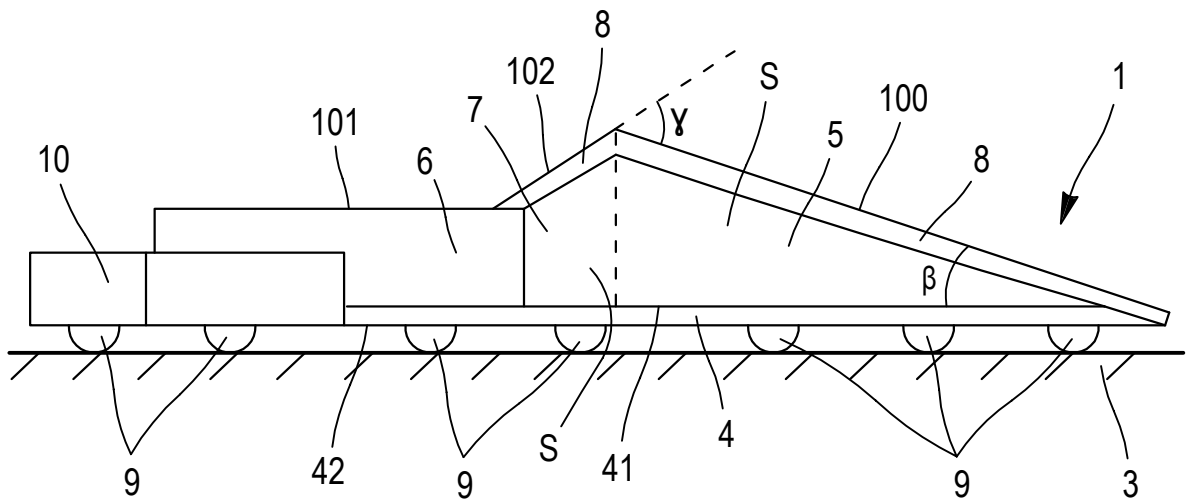


FIG. 1

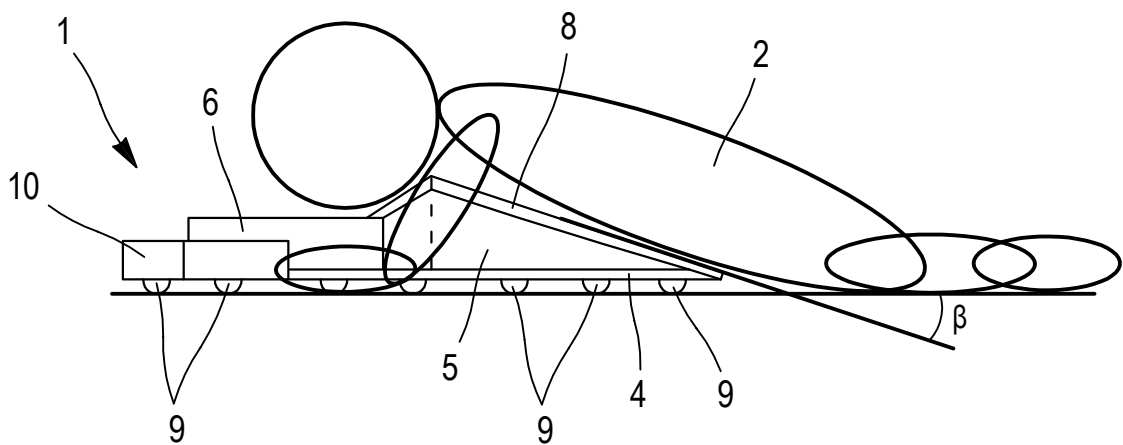


FIG. 2

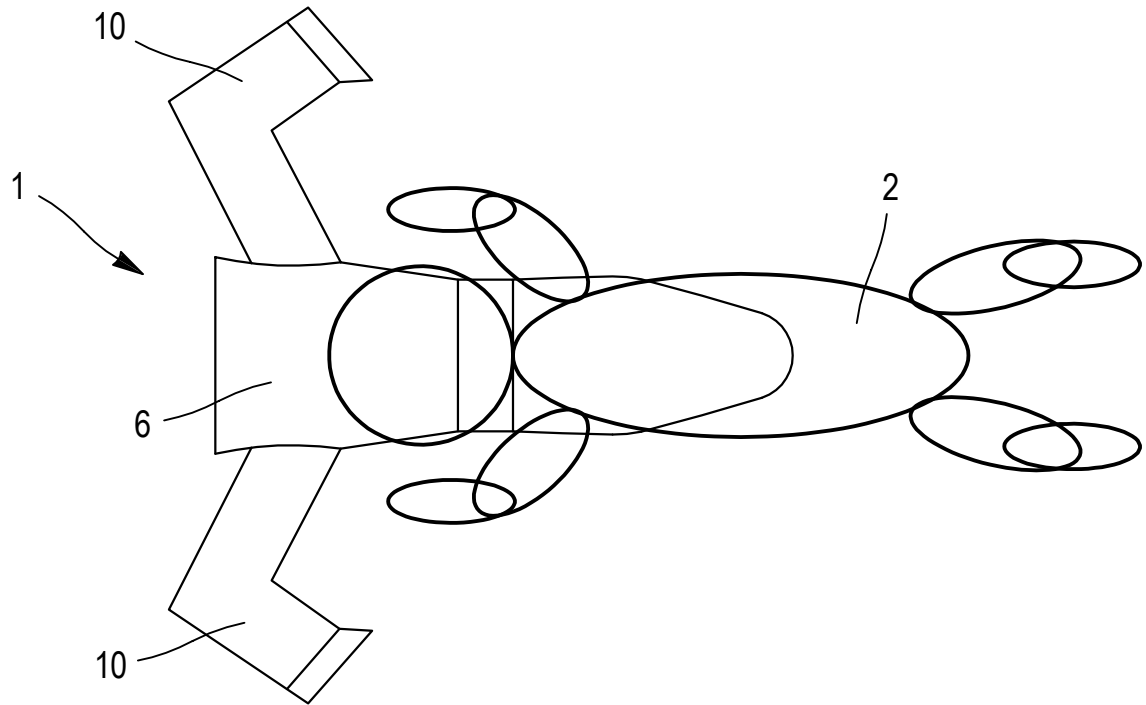


FIG. 3

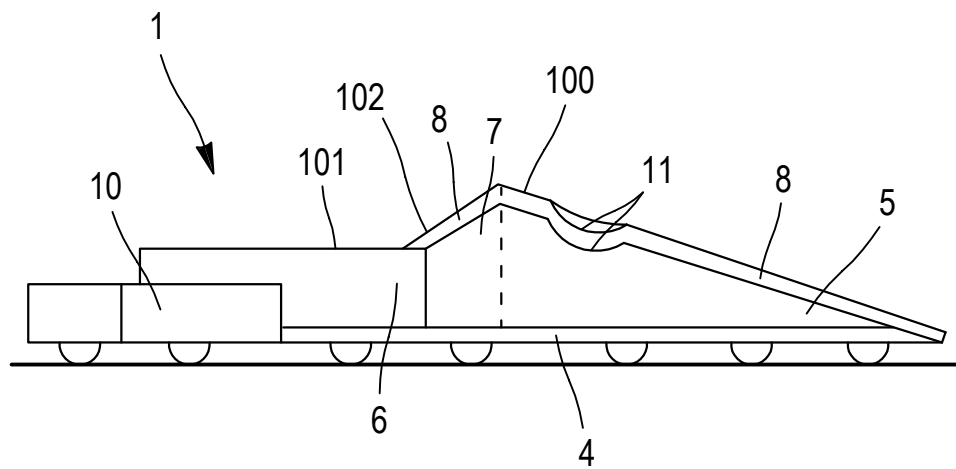


FIG. 4a

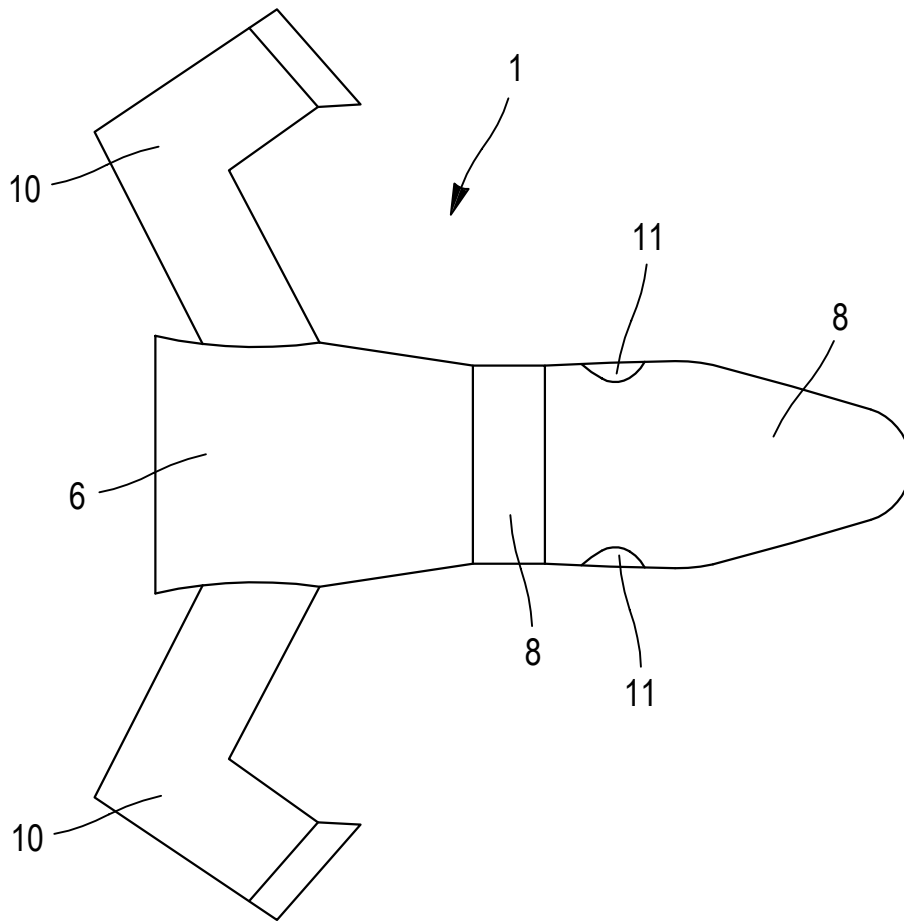


FIG. 4b

4/8

FIG. 5a

A: putting the infant on the device so as the chest of the infant rests on the chest supporting surface

```
graph TD; A["A: putting the infant on the device so as the chest of the infant rests on the chest supporting surface"] --> C["C: analyzing the infant crawling"]
```

C: analyzing the infant crawling

5/8

FIG. 5b

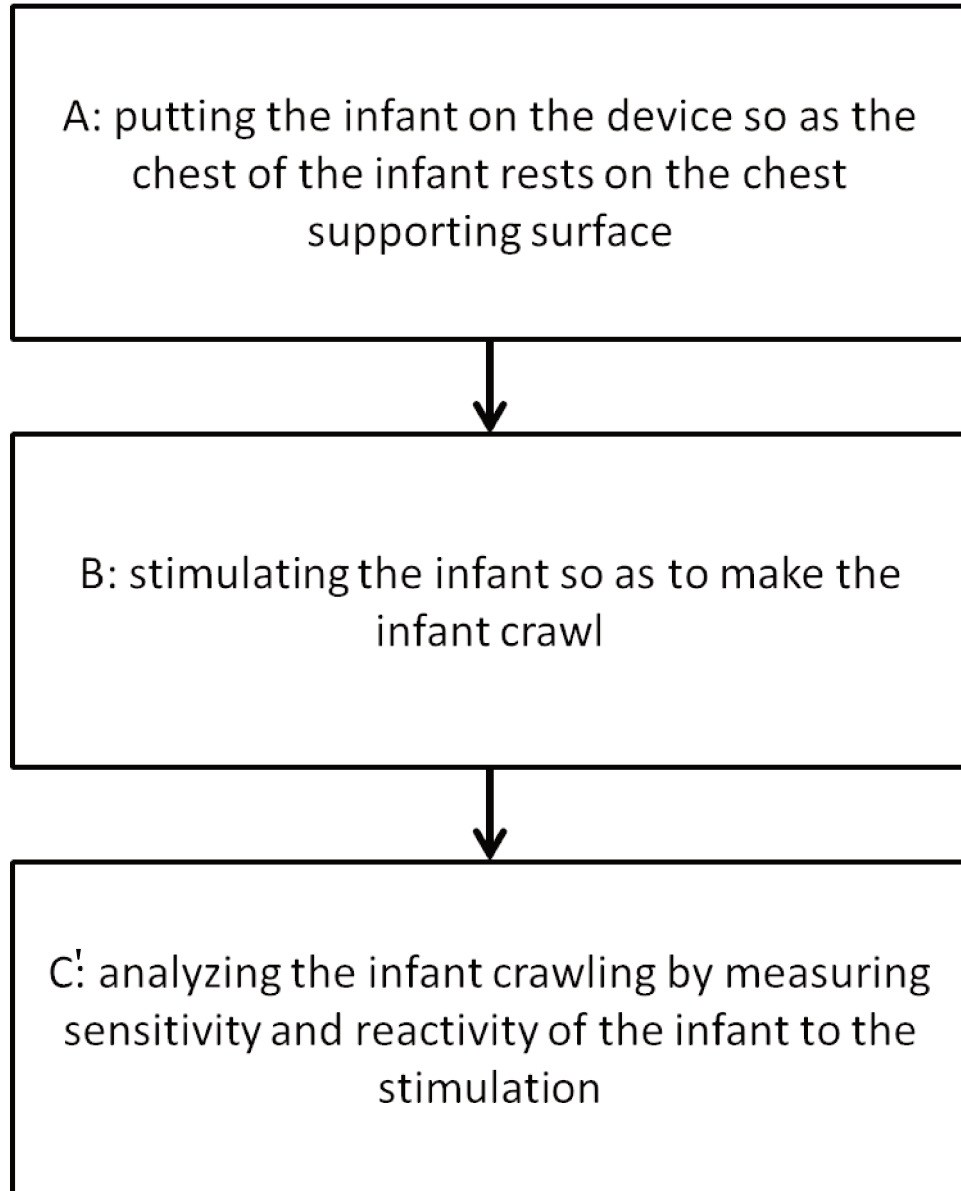
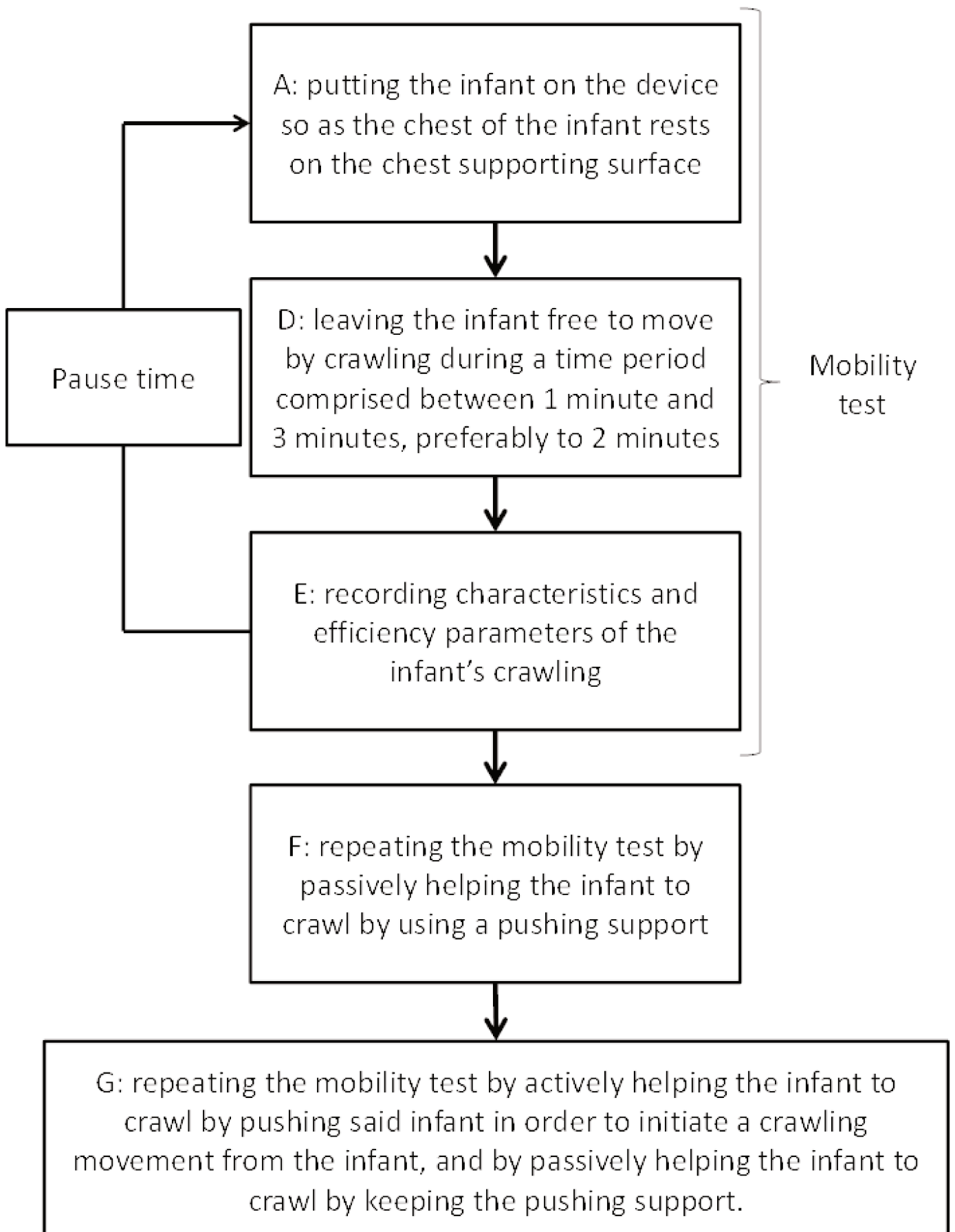


FIG. 6



7/8

FIG. 7a

Multiplication factors of the 3D scores of the legs

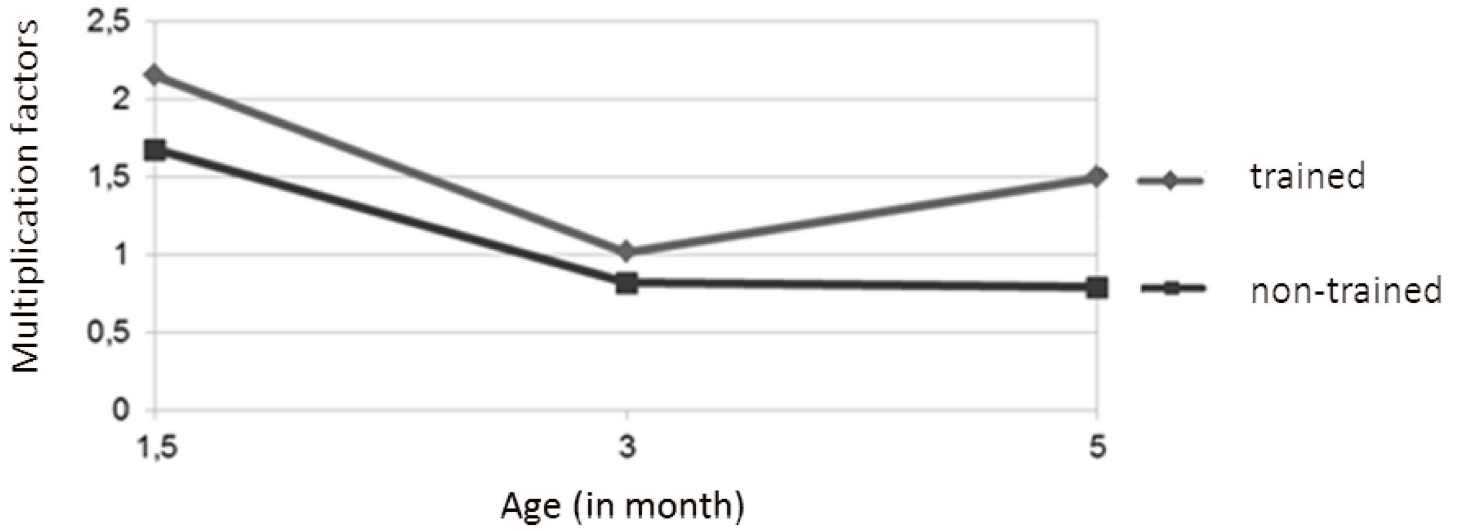


FIG. 7b

Multiplication factors of the 3D scores of the arms

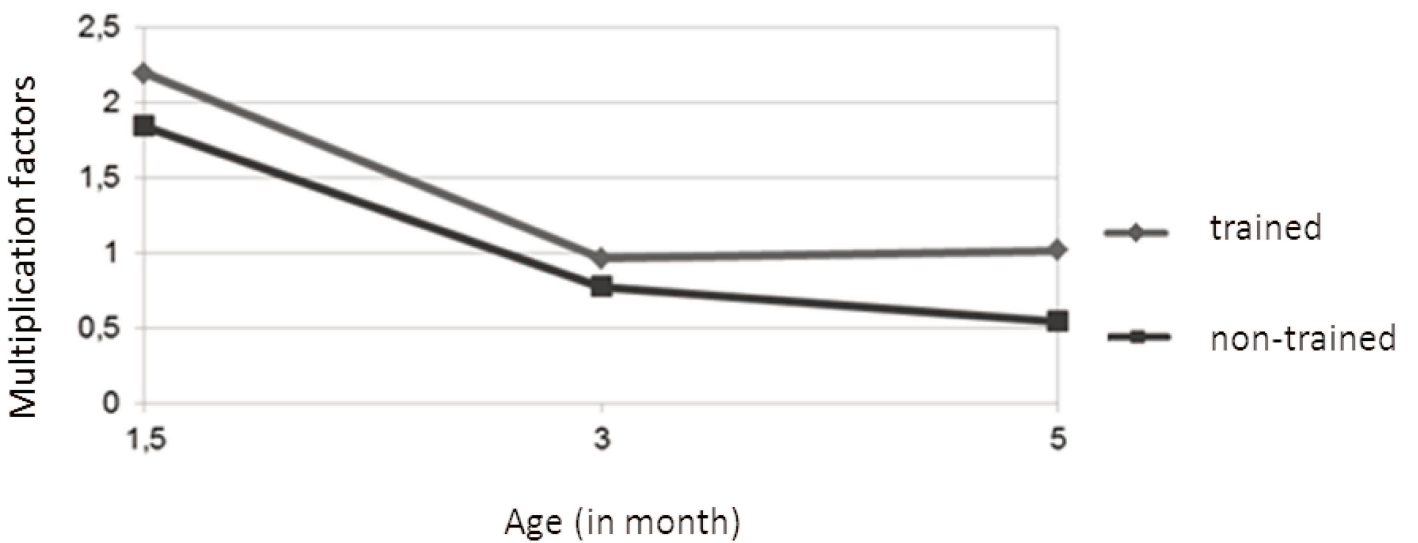


FIG. 8a

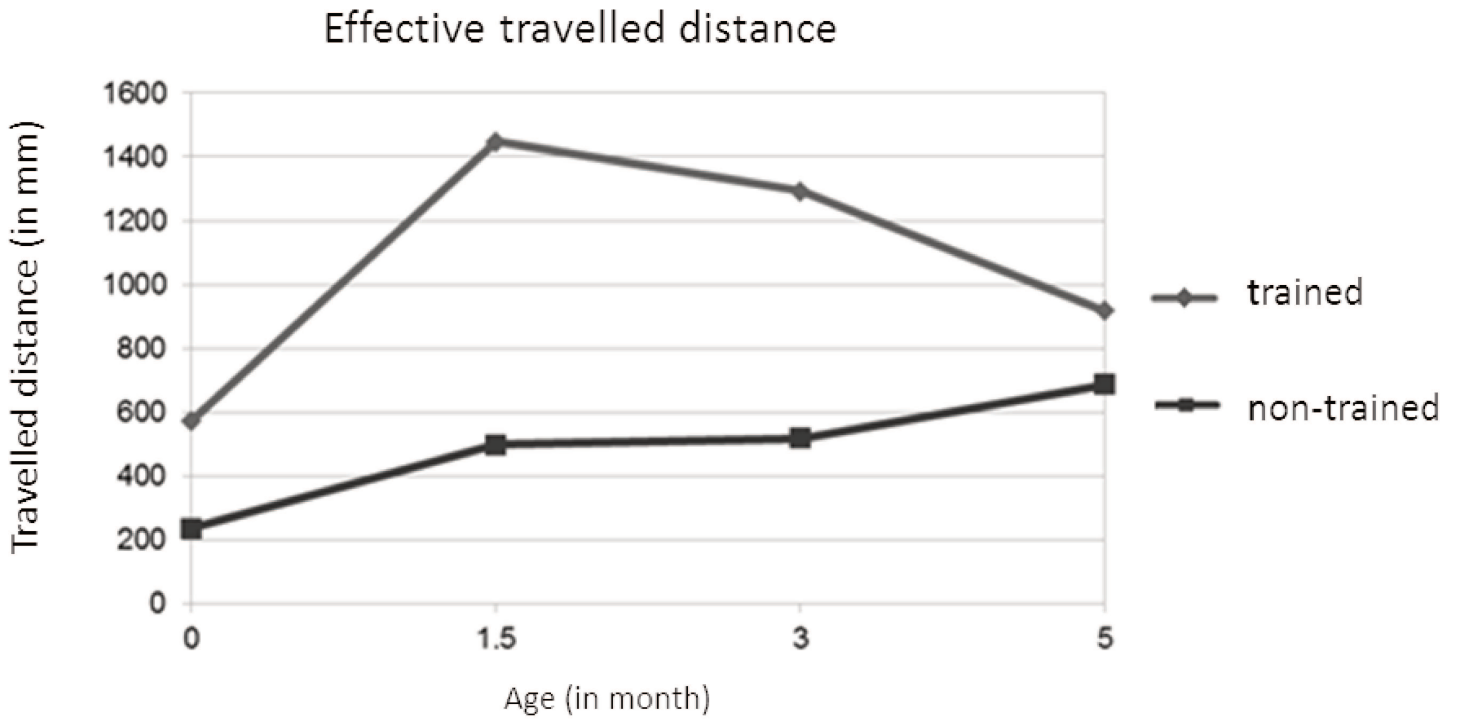
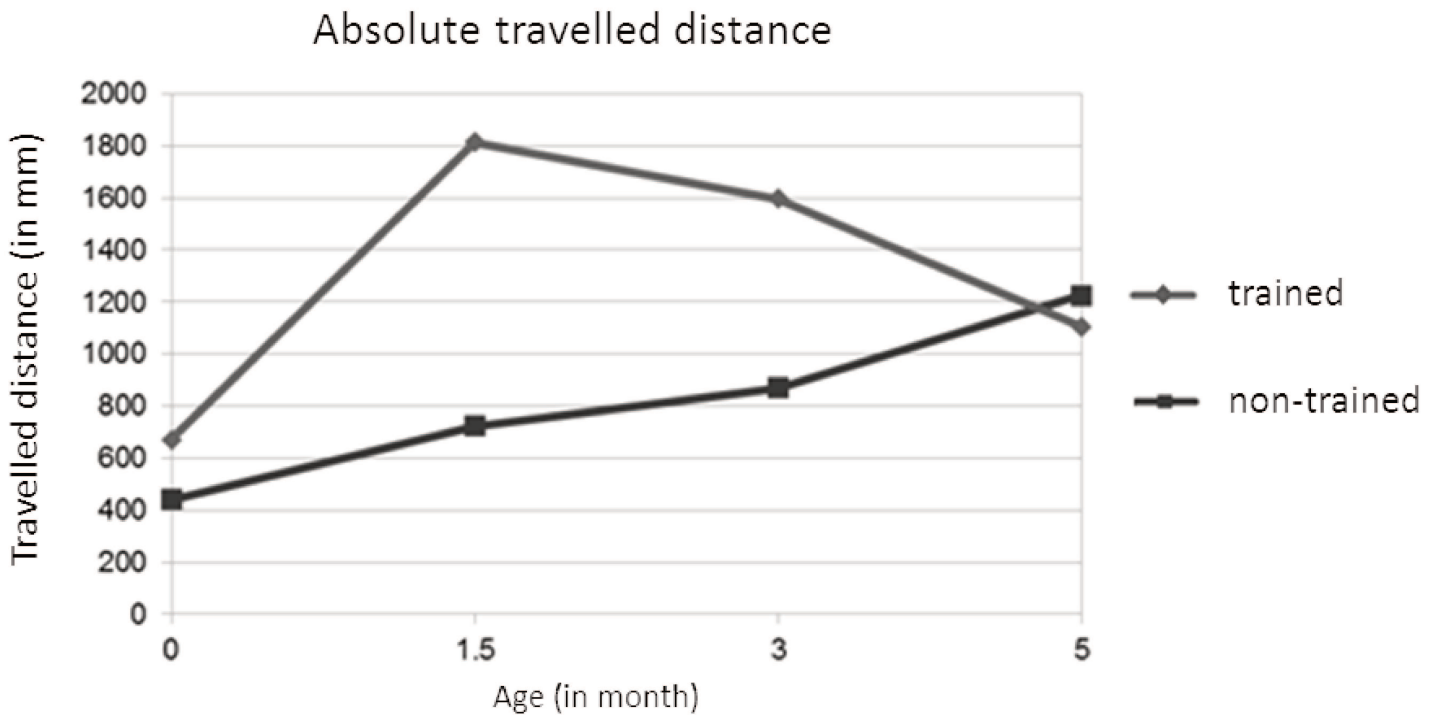


FIG. 8b



Résumé

La locomotion autonome est une étape clef du développement du nourrisson. Elle débute dans la majorité des cas par la marche quadrupède au deuxième semestre de vie. Cependant, dès la naissance, le nouveau-né est déjà capable de se propulser de manière autonome en position ventrale. Cette mobilité quadrupède précoce a été très peu étudiée, car considérée par la plupart des auteurs comme un simple réflexe de reptation, destiné à disparaître rapidement sous l'influence du développement cortical : cette reptation n'aurait aucun lien avec la marche mature, n'impliquerait pas les bras et aurait pour fonction principale de permettre au nouveau-né de se propulser jusqu'au sein maternel. Contrairement à ce point de vue, quelques auteurs ont observé que cette mobilité semblait complexe et pouvait éventuellement persister jusqu'à l'âge de 2-3 mois, dans un contexte adapté. Ces observations posent la question de savoir si cette mobilité primitive, loin d'être un simple réflexe, pourrait être en lien avec la marche quadrupède et bipède mature. L'objectif de cette thèse est d'étudier les différentes caractéristiques, en particulier cinématiques, de cette mobilité quadrupède depuis la naissance jusqu'au sixième mois. Dans ce but, un dispositif a été créé, le CrawliSkate, qui permet de libérer les bras et faciliter la propulsion. Trois études ont été menées et montrent que cette mobilité quadrupède est loin d'être un simple réflexe stéréotypé, qu'elle implique une coordination des jambes et des bras, qu'elle peut en partie être modifiée dès la naissance à un niveau supra spinal par la vision et enfin qu'elle persiste tout en se modifiant durant tout le premier semestre de la vie.

Mots clef : locomotion, nouveau-né, quadrupède, développement moteur, nourrisson

Abstract

Self-produced locomotion is a key stage in infant development, which usually begins with hand and knees crawling in the second semester of life. Since the moment of birth, however, newborns are already capable of autonomous propulsion from a prone position. This precocious form of quadrupedalism remains largely unstudied due in part to the fact that most researchers consider these creeping movements to constitute a mere reflex, destined to dissipate as cortical development progresses. Under such an interpretation, this creeping « reflex » would have no link with mature, bipedal walking, would not recruit the upper limbs and would serve mainly as a mechanism by which newborns could reach the maternal breast. Contrary to this point of view, a handful of authors have observed that these patterns of locomotion seem complex, and might persist in some form until the age of 2-3 months. These observations invite us to consider the possibility that such primitive locomotion might be directly involved in the emergence of quadrupedal and bipedal gait. The present thesis examines the various characteristics (particularly cinematic) of this prone mobility, from birth to about six months of age. To this end, we describe the creation of an experimental tool that frees the use of a newborn's limbs and facilitates the aforementioned form of propulsion: the CrawliSkate. We present three studies showing that neonatal prone mobility goes beyond simple reflexes, involves coordination between the upper and lower limbs, and can be partially modified at birth at a supra-spinal level through visual stimulation. Lastly, we demonstrate that this pattern of locomotion persists, albeit with heavy modification, throughout the first semester of life.

Key words : locomotion, newborns, crawling, motor development, infant