

# Projet de Fin d'Etude

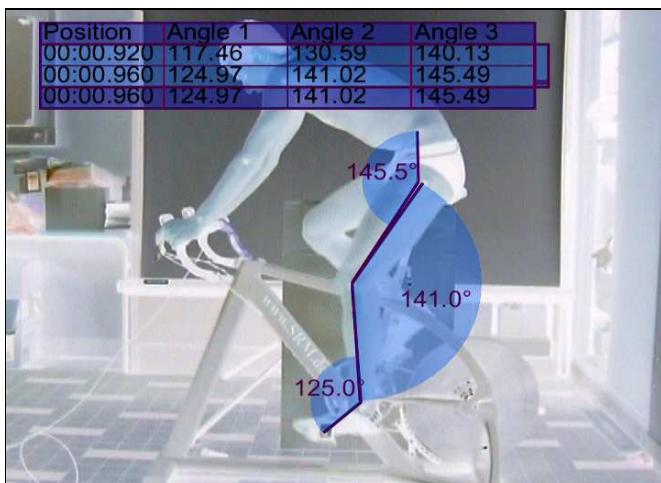
ISIFC 3<sup>ème</sup> année

Année scolaire 2006-2007

## Analyse du geste de pédalage

Thomas LIHOREAU

Frédéric GRAPPE, tuteur



Laboratoire de Mécanique  
Appliquée Raymond Chaléat  
(LMARC)  
24 chemin de l'Épitaphe  
25000 BESANCON



I.S.I.F.C.  
Ingénierie biomédicale  
16 Route de Gray  
25030 BESANCON CEDEX  
  
Tél : + 33 (0) 3 81 66 66 90  
Fax : + 33 (0) 3 81 66 60 63



## REMERCIEMENTS

*Je tiens à remercier tout particulièrement Monsieur Frédéric Grappe pour avoir dirigé mon travail avec intérêt, enthousiasme et dévouement.*

*Merci à monsieur Groslambert, pour son aide précieuse et ses conseils avisés lors des manipulations.*

*Merci également à monsieur Philippe Monnier-Benoit pour sa participation à mon étude concernant l'évaluation psychologique de l'effort.*

*Merci à Jean-Noël Pernin, Fany Chedevergne, et Mylène Villars pour m'avoir guidé lors de la partie théorique du problème.*

*Un grand merci également à Monsieur le Professeur Philippe Picart, directeur, ainsi qu'à toute l'équipe du Laboratoire de Mécanique Appliquée Raymond Chaléat à Besançon pour son accueil chaleureux.*

*Une pensée aussi pour Madame Nadia BUTTERLIN, directrice de l'Institut Supérieur d'Ingénieurs de Franche Comté ainsi que pour tous les professeurs qui nous ont encadrés durant ces trois années et qui m'ont permis*

*d'acquérir des connaissances utiles à la compréhension et  
l'utilisation d'informations scientifiques et médicales.*

*Enfin et pour conclure, je voudrais remercier messieurs Alex  
Bienaimé, Mickaël Bregand, Aurélien Drouhard, et Manuel  
Roux, sans qui mes manipulations expérimentales  
n'auraient pu avoir lieu.*



# Sommaire

Introduction.....	2
1. Déroulement du stage .....	4
2. État de l'art de l'analyse du geste de pédalage.....	7
2.1. Description du geste de pédalage.....	7
a) Cycle de pédalage .....	7
b) Structures mises en jeu.....	9
c) Coordination des différents groupes musculaires.....	10
d) Facteurs « externes » s'opposant à l'avancée du cycliste .....	11
2.2. Paramètres internes .....	12
a) Forces appliquées sur les pédales .....	12
b) Variations angulaires et cinématiques articulaires.....	13
c) Moments articulaires.....	15
2.3. Éléments d'ergonomie en cyclisme .....	17
a) Géométrie du vélo.....	17
b) Mesures utiles .....	17
c) Variations et conséquences sur le pédalage .....	18
2.4. Modélisations numériques : outils disponibles.....	20
2.5. Intérêt de l'étude .....	20
3. Protocole d'optimisation du positionnement .....	21
3.1. Phase d'acquisition .....	21
a) Instrumentation dynamométrique .....	21
b) Instrumentation cinématographique.....	22
c) Outil d'analyse video disponible : Dartfish Team Pro.....	23
d) Mesures préalables à effectuer pour évaluer les forces inertielles .....	24
3.2. Calcul en dynamique inverse.....	25
a) Objectif.....	25
b) Principe.....	25
c) Résultats .....	25
3.3. Validation de la nouvelle position .....	25
a) Mesures .....	25

b) Évaluation du ressenti du sujet .....	26
4. Manipulation : mise en évidence des effets d'une modification du recul de selle	
27	
4.1. Objectif.....	27
4.2. Matériel et méthode .....	27
a) Sujets étudiés .....	27
b) Protocole.....	27
c) Enregistrements effectués .....	32
4.3. Résultats .....	32
a) Couples moteurs .....	32
b) Analyse vidéo .....	34
c) Évaluation perceptive.....	36
4.4. Discussion .....	38
a) Couples moteurs .....	38
b) Analyse vidéo .....	39
c) Évaluation perceptive.....	40
Conclusion .....	42
BIBLIOGRAPHIE .....	v
NETOGRAPHIE.....	ix
INDEX DES FIGURES.....	xi
INDEX DES TABLEAUX.....	xi
GLOSSAIRE.....	xii
ANNEXES .....	xiv



## Introduction

Le 12 juillet 1817, un allemand de 32 ans, le baron Drais assis à califourchon sur une poutre en bois reliant deux roues parcourt avec sa machine 14,4 km en une heure par action de ses pieds sur le sol. Cette machine - appelée communément en France draisienne - est brevetée en 1818 sous le nom de "vélocipède" puisque son but est "de faire marcher une personne avec une grande vitesse" (véloce = rapide, pède = pied).

Depuis, l'homme n'a eu de cesse d'améliorer cet outil qui deviendra par la suite « bicyclette », et produira un moyen de locomotion offrant un rendement exceptionnel, puisqu'il nécessite une dépense énergétique réduite à 0.65 joules par gramme et par kilomètre (seulement concurrencé par le train).

De très nombreuses études sont orientées encore actuellement vers l'amélioration de l'efficacité du déplacement en vélo. Les travaux portant spécifiquement sur l'analyse du geste de pédalage ont pour objectifs l'amélioration de la performance pour le sport de haut-niveau, mais aussi le perfectionnement de l'ergonomie, la prévention des traumatismes ou encore la détection des paramètres de dysfonctionnement.

L'objet de ce travail sera de proposer une solution d'évaluation et d'analyse simple mais néanmoins complète et précise de l'action de péodalage en fonction du positionnement ; l'objectif étant de réaliser à terme un outil permettant de prendre en compte toutes les variables intervenant dans la performance.

Après avoir décrit les conditions de réalisation du stage, nous présenterons les systèmes concernés par le geste de péodalage ainsi que l'état des connaissances actuelles.

Puis nous proposerons un protocole simple et reproductible, utilisant les outils disponibles au laboratoire, et permettant d'analyser à la fois le comportement du cycliste sur son vélo, les efforts mécaniques produits, et le ressenti de l'athlète. Le

but ultime sera d'optimiser l'efficacité de la force produite au niveau de la pédale en proposant un repositionnement « idéal » du sujet.

Enfin, nous présenterons un exemple de mise en application de la partie pratique du protocole, en observant les conséquences d'une modification de position sur les variables biomécaniques, mais aussi psychologiques.

## 1. Déroulement du stage

J'ai pu réaliser mon stage au Laboratoire de Mécanique Appliquée Raymond Chaléat (LMARC, UMR CNRS 6174), créé en 1962 et constituant l'un des cinq laboratoires de l'Institut FEMTO-ST.



**Figure 1 : LMARC et ENSMM**

Le LMARC vise à développer des recherches fondamentales et appliquées dans le domaine de la mécanique des solides. Pour cela, il regroupe 113.5 personnes, et un budget annuel de 1.3 M€ ; plusieurs productions scientifiques sont publiées chaque année (pour la période 2002-2006 : 41 thèses, 6 Habilitations à Diriger des Recherches, 121 publications dans des revues internationales à comité de lecture, 270 conférences internationales et nationales avec actes, 10 participations à des ouvrages scientifiques) ; notons enfin les nombreuses collaborations universitaires internationales, participations à des projets et réseaux nationaux et européens, et collaborations industrielles.

Le LMARC rassemble quatre équipes de recherche :

- L'équipe « propriétés mécaniques des matériaux » travaille à la compréhension et à la modélisation du comportement des matériaux sous des sollicitations mécaniques et/ou environnementales pour le dimensionnement des objets ;
- L'équipe « modélisation et mise en forme des matériaux » a pour objectifs d'identifier, optimiser et contrôler les procédés de mise en forme de

structures minces, de découpage de métaux en faibles épaisseurs, de microformage ou encore de mise en forme des poudres micro-structurées ;

- L'équipe « dynamique des structures » travaille sur l'expérimentation et la validation des modèles d'amortissement de vibrations dans des structures assemblées ;
- C'est au sein de la quatrième équipe que j'ai été intégré : l'équipe « biomécanique et mécanismes » travaille sur le thème de la modélisation de la mécanique, de la motricité humaine (normale, pathologique, handicapée) et du geste sportif.

Mon tuteur, monsieur Frédéric Grappe, s'intéresse aux déterminants de la performance en cyclisme. Ses travaux théoriques trouvent de nombreuses applications pratiques lors de ses activités de conseiller technique de l'équipe cycliste professionnelle « Française des Jeux », ou encore au sein de la cellule « performance » qu'il anime au sein de la Fédération Française de Cyclisme.

Deux axes principaux de réflexion guident actuellement le travail de l'équipe : d'une part il s'agit de mieux comprendre comment le mouvement de pédalage s'adapte aux conditions changeantes de l'effort ; d'autre part on veut tester les appareils de mesure de la performance afin de recueillir des données vraiment fiables et reproductibles avant de les soumettre à analyse. On s'efforce depuis peu d'envisager également l'aspect perceptif et psychologique de la performance.

Les appareils disponibles au laboratoire sont fixes (tapis roulant, électromyogramme) ou portatifs (cycloergomètres, SRM, K4), afin de pouvoir recueillir des données expérimentales et/ou sur le terrain.



**Figure 2 : instrumentations d'étude de la locomotion**

Tous ces travaux trouvent évidemment des applications directes dans le domaine de la compétition sportive de haut niveau, mais visent également l'éducation physique, les programmes de revalidation après accident ou encore la gymnastique d'entretien pour le troisième âge.

## **2. État de l'art de l'analyse du geste de pédalage**

Une bonne compréhension du geste de pédalage est nécessaire avant toute tentative d'analyse et d'étude : c'est en effet l'action propulsive de base chez le cycliste, qui transforme ainsi son énergie musculaire en énergie mécanique.

Pour cela, on étudie généralement la cinétique de la force appliquée sur la pédale au cours d'un cycle de pédalage, qu'on appelle aussi « pattern de pédalage ». Ce pattern représente l'expression de la force utile (ou efficace) générée par le membre inférieur et qui permet la propulsion de la bicyclette. Il est considéré comme étant un déterminant de la performance en cyclisme [1].

Après avoir décrit le geste de pédalage (on se limite à l'analyse en position assise, lors d'un effort de type sous-maximal), on devra envisager les différents éléments anatomiques sollicités par cet exercice, les résistances externes s'opposant à la locomotion, pour enfin arriver aux forces et énergies à développer par le cycliste.

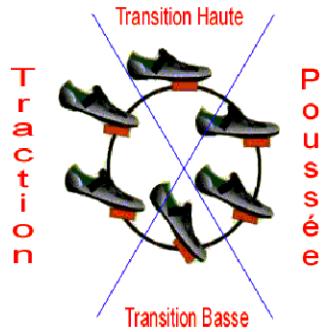
### **2.1. Description du geste de pédalage**

#### **a) Cycle de pédalage**

Le mouvement de pédalage, tout comme la marche, est une activité faisant intervenir les deux membres inférieurs de manière cyclique (fréquence d'environ 1 Hertz). Il met en jeu différents groupes musculaires fonctionnels, de manière à pouvoir mobiliser de manière coordonnée les articulations et les différents segments du membre inférieur, et aboutir au but ultime du pédalage qui consiste à faire tourner les manivelles autour de l'axe du pédalier en appliquant des forces sur les pédales [2].

Pour la suite de l'étude, nous décrirons la position de la manivelle par un angle ( $0^\circ$  correspondant à une position de manivelle verticale haute).

Le cycle de pédalage est décrit par Henke [3] comme étant composé de quatre grandes phases :



**Figure 3 : cycle de pédalage**

- La première phase décrite constitue la phase de transition haute ou de point mort haut (de 315 à 45°) : durant cette phase passive, les articulations du genou et de la hanche sont fléchies ;
- La deuxième phase est une phase de poussée (de 45 à 135°) pendant laquelle le membre inférieur passe en extension : environ 96% de la puissance totale produite lors d'un effort sous-maximal (de type contre-la-montre) est générée lors de la descente de la pédale (de 0 à 180°) [4]; d'autre part, la force maximale appliquée sur la pédale apparaît pour une position de manivelle de 90 à 110° ;
- Suit ensuite une phase de transition basse ou point mort bas (de 135 à 225°) ;
- La quatrième et dernière phase est une phase de traction (de 225 à 315°) : le membre inférieur passe de l'extension à la flexion ; on considère que le sujet tire sur la pédale (utilisation de pédales automatiques qui permettent de solidariser le pied à la pédale), de manière à générer une force supérieure à celle qu'aurait le poids de la jambe si elle se laissait simplement et passivement remonter par la pédale (par l'action de l'autre jambe sur la pédale controlatérale).

Enfin, notons que la suite du travail portera sur une étude dans le plan sagittal (de côté) : des mouvements existent dans le plan frontal, notamment du genou, mais nous n'en tiendront pas compte ici.

## b) Structures mises en jeu

On considérera le membre inférieur comme étant composé de trois segments (cuisse, jambe, et pied) et de trois articulations (hanche, genou, cheville).

### Os

Les os concernés sont les os du bassin, les fémurs, les rotules (ou patella), les tibias et les péronés (fibula), et enfin les os des pieds (cf. annexes). L'action de pédaler n'engendre aucune altération remarquable sur les os ; on peut juste signaler un éventuel problème ostéophytique (excroissance osseuse) en cas d'hyper utilisation sur le genou (on parle de « patella crochue »).

### Articulations

On considère donc que trois articulations sont sollicitées lors du geste de pédalage : hanche, genou et cheville (cf. annexes).

### Muscles

Des muscles sont mis en jeu sur le thorax, l'abdomen, le dos ou encore les membres supérieurs (principalement pour maintenir une certaine statique de la partie haute du corps) mais nous nous limiterons à l'étude des sollicitations au niveau des membres inférieurs (cf. annexes).

De nombreux travaux utilisant notamment l'électromyographie ont porté sur l'étude de l'activité des muscles des membres inférieurs au cours du pédalage [5, 6, 7, 8]. La contribution d'un muscle au mouvement dépend des conditions du pédalage (cadence, résistances,...), mais chaque groupe musculaire peut cependant être associé à une fonction biomécanique.

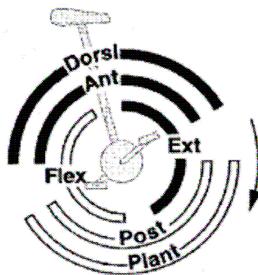
On parle ainsi au niveau fonctionnel de deux groupes de muscles ayant des objectifs spécifiques :

- Les muscles monoarticulaires, qui permettent la propulsion ;
- Les muscles biarticulaires qui contrôlent la direction de la force appliquée sur la pédale, et permettent la transmission de la puissance produite par les muscles monoarticulaires (d'où la nécessité d'une coactivation des deux groupes).

Chaque jambe doit alterner des mouvements d'extension et de flexion, l'extension utilisant la majeure partie de l'énergie dédiée à la propulsion. Le phénomène de balance est négligeable en position assise, c'est seulement la coordination des muscles qui rentre en jeu : dans notre cas, cette coordination s'avère assez complexe, et les actions de chaque muscle sur le système ne sont pas évidentes (interactions en dynamique des segments entre eux). Il est donc important de comprendre la stratégie de la commande nerveuse à l'origine de ce mouvement.

### c) Coordination des différents groupes musculaires

La figure 4 représente un modèle de la coordination des différents muscles mis en jeu lors du pédalage [9] : le système nerveux central doit en effet générer des excitations synchronisées et cohérentes des structures musculaires pour obtenir un mouvement efficace. Il est donc intéressant d'observer l'activité des muscles au cours du cycle de pédalage.



**Figure 4 : Représentation de la coordination des muscles au cours du pédalage.**

Dans ce modèle, le mouvement de pédalage est considéré comme étant générée essentiellement par trois paires de deux groupes musculaires antagonistes (les annotations font référence aux figures présentées dans les annexes) :

- Les muscles *extenseurs* monoarticulaires de la hanche (GM) et du genou (VL, VM, VI) ont une action lors de la descente de la pédale, tandis que les muscles *fléchisseurs* monoarticulaires de la hanche (PS), et du genou (BFcc) génèrent l'énergie nécessaire à la remontée de la pédale ;
- Les deux autres paires permettent d'assurer la continuité du pédalage pendant les temps « morts », les muscles *fléchisseurs plantaires et dorsaux* de la cheville, ainsi que les *muscles biarticulaires* RF et IJ (Ant/Post) génèrent de

l'énergie pour permettre la propulsion de la manivelle lors du point mort bas ( $BF_{IC}$ , SM, ST, GAS, SOL), et du point mort haut (RF, TA).

Notons également que le transfert de l'énergie produite par les extenseurs lors de la descente de la pédale se fait par les muscles  $BF_{IC}$ , SM, GAS, tandis que le transfert de l'énergie produite par les fléchisseurs lors de la remontée de la pédale se fait grâce au TA.

Bien entendu, l'activité musculaire à la base du mouvement de pédalement est sujette à de nombreuses variations, qu'elles soient inter- ou intra-individuelles ; les facteurs influents sont regroupés dans la figure suivante [10] :

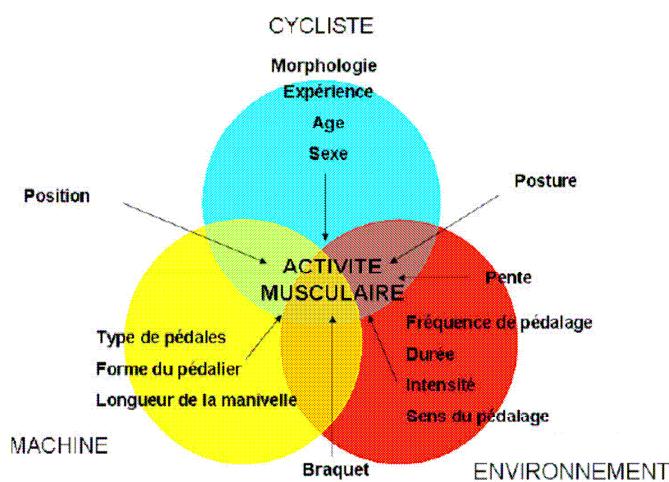


Figure 5 : Facteurs pouvant modifier l'activité musculaire au cours du pédalement

Les membres inférieurs vont donc constituer un système mécanique articulé à l'interface entre des forces externes (frottements, résistances dues à l'air, gravité, réaction de support) et des forces internes (forces musculaires, forces de liaisons articulaires).

#### d) Facteurs « externes » s'opposant à l'avancée du cycliste

Le cycliste doit générer des forces pour faire face à plusieurs types de résistances à l'avancement [10]:

- Frottements et frictions internes à la bicyclette, et frottements dus au contact pneus/route :

$$R_r = C_r \cdot m \cdot g \cdot \cos(\alpha)$$

Avec :  $Cr$  : coefficient de roulement (valeur moyenne sur asphalte pour un vélo de compétition : 0.004) ;  
 $m$  : masse de l'ensemble cycliste+vélo(en kg) ;  
 $g$  : accélération de la pesanteur (en  $\text{m.s}^{-2}$ ) ;  
 $\alpha$  : orientation de la route par rapport à l'horizontale (en °).

- Frottements dus à l'air :  $\mathbf{Ra} = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot S \cdot Cx \cdot V_a^2$

Avec :  $\rho$  : densité de l'air (en  $\text{kg.m}^{-3}$ ) = 1.225 au niveau de la mer (diminue avec l'altitude) ;  
 $S$  : surface frontale du cycliste et de son vélo<sup>1</sup> (en  $\text{m}^2$ ) ;  
 $Cx$  : coefficient de traînée dynamique (déterminé expérimentalement en soufflerie, de l'ordre de 0.9) ;  
 $V_a$  : vitesse du vent (ou plus précisément sa composante dans la direction et le sens du déplacement) + vitesse de déplacement ( $\text{m.s}^{-1}$ ).

- Force de résistance gravitationnelle (le poids est propulsif en descente, résistif en montée) :  $\mathbf{Rg} = m \cdot g \cdot \sin(\alpha)$

On connaît maintenant les forces qui s'opposent à l'avancée du cycliste, il nous faut maintenant étudier les forces à appliquer sur les pédales.

## 2.2. Paramètres internes

L'étude des paramètres externes qui s'opposent à l'avancement doit nous permettre de remonter aux forces et puissances développées par le cycliste, ainsi qu'aux moments articulaires du membre inférieur.

### a) Forces appliquées sur les pédales

Le cycliste doit donc générer une puissance mécanique afin de fournir l'énergie nécessaire à son avancement [10] :

$$\mathbf{P} = \mathbf{C} \cdot \omega \quad (1)$$

---

<sup>1</sup> Le maître couple (ou surface frontale) est la surface projetée suivant la trajectoire du fluide sur un plan perpendiculaire à cette trajectoire. Autrement dit c'est la surface que présente l'objet au fluide ; plus cette surface est grande, plus la force de traînée est importante.

Avec :  $C = \text{couple de pédalage} = F \cdot L$  ;  
 $F$  : force (efficace, c'est-à-dire la composante de la force totale<sup>2</sup> appliquée perpendiculairement à la manivelle) ;  
 $L$  : longueur de la manivelle ;  
 $\omega$  = vitesse angulaire du pédalement =  $2 \cdot \pi \cdot f / 60$  (où  $f$  est la fréquence de pédalage).

Pour une vitesse de déplacement ( $V_d$ ) constante, on peut également écrire la puissance sous la forme suivante :

$$P = V_d \cdot (R_r + R_a + R_g) \quad (2)$$

Notons que sur une route parfaitement plate,  $R_g = 0$ , et  $P = V_d \cdot (R_r + R_a)$ .

Si on considère que le vent est nul, ou négligeable par rapport à la vitesse de déplacement, on a  $V_a = V_d$ . En utilisant les équations (1) et (2), on peut ainsi obtenir l'expression de la force efficace appliquée sur la pédale dans ces conditions (route plate et vent nul) :

$$F = 60 \cdot V_d [ C_r \cdot m \cdot g + \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot S \cdot C_x \cdot V_d^2 ] / (2\pi \cdot L \cdot f) \quad (3)$$

(cas général:  $F = 60 \cdot V_d [ C_r \cdot m \cdot g \cdot \cos(\alpha) + \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot S \cdot C_x \cdot V_a^2 + m \cdot g \cdot \sin(\alpha) ] / (2\pi \cdot L \cdot f)$  )

### b) Variations angulaires et cinématiques articulaires

- Angle de la pédale par rapport à l'horizontale

La force efficace est donc celle appliquée perpendiculairement à la manivelle ; une formule était classiquement utilisée afin de considérer l'évolution de l'orientation de la pédale en fonction de l'angle de la manivelle [11] :

$$\beta(\theta) = A_1 \cdot \sin(\theta) + A_2 \cdot \cos(\theta) + A_3$$

Avec  $\beta$  = angle de la pédale par rapport à l'horizontal ;

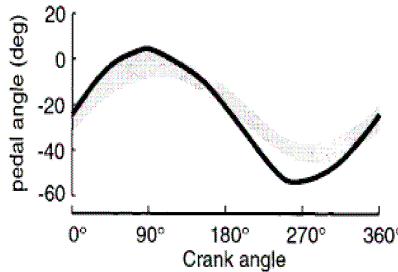
$\theta$  = angle de la manivelle ( $0^\circ$  correspondant à la verticale) ;

---

<sup>2</sup> La force totale appliquée sur la pédale est perpendiculaire à celle-ci ; elle peut se décomposer en deux composantes : une force efficace perpendiculaire à la manivelle, et une force « inutile » parallèle à la manivelle. On définit un index d'efficacité du pédalement par un ratio entre la force efficace et la force totale [12], variant donc suivant la direction de la force produite.

$A_1, A_2, A_3$  constantes ( $A_1= 0.4; A_2= -0.2; A_3= 0.5$ ).

On obtient ainsi la figure 6 représentant l'évolution de l'angle de la pédale en fonction de l'angle de la manivelle:



**Figure 6 : évolution de l'angle de la pédale en fonction de l'angle de la manivelle d'après Redfield et Hull [12]**

Une méthode de calcul récente (en attente de publication) semble pourtant être plus précise, car elle prend en compte le fait que la « forme » de pédalage dépend de la puissance délivrée, et de la cadence de pédalage [13] :

$$V4 = [ Ma * (V2/V3) + Mb ] + [ ( (Aa1*V2 + Ab1) + (Aa2*V3+Ab2) ) * \cos(V1 + (Ca*V3 + Cb)) ]$$

Avec les valeurs de coefficients suivantes (estimation) :

MA	MB	AA1	AB1	AA2	AB2	CA	CB
- 0.04	1.154	- 0.0003	- 0.18753	0.00069595	- 0.18752702	- 0.00049216	4.38594506

Et :  $V4$  = angle de la pédale par rapport à l'horizontale en radians ;

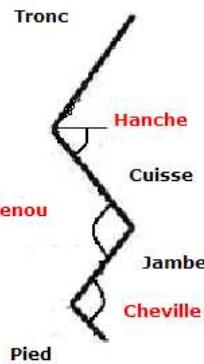
$V3$  = cadence ou fréquence de pédalage en tours par minute ;

$V2$  = puissance en watts ;

$V1$  = angle du cycle de pédalage, ou angle de la manivelle.

- *Cinématique articulaire*

La norme utilisée habituellement pour représenter les différents segments du membre inférieur et les angles qu'ils délimitent est représentée sur la figure 7 : les segments sont indiqués en noir, et les angles en rouge. Pour la suite de l'étude, on notera  $\theta_1$  l'angle de cheville (entre le pied et la jambe),  $\theta_2$  l'angle du genou (entre la jambe et la cuisse) et  $\theta_3$  l'angle de la hanche (entre la cuisse et l'horizontale passant par l'articulation de hanche ; on utilise parfois l'angle entre le tronc et la hanche).



**Figure 7 : Norme utilisée pour décrire les angles d'ouvertures des articulations de hanche, genou, et cheville**

### c) Moments articulaires

Les moments articulaires vont s'opposer aux moments de forces créés par les différentes résistances (paramètres externes), avec pour objectif final de les surpasser pour générer le mouvement.

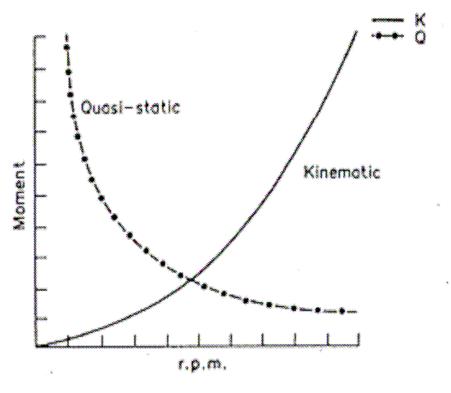
En cyclisme, les nombreuses études qui se sont intéressées véritablement à la modélisation du geste de pédalage suggèrent que les moments de force produits au niveau des trois centres de rotation des membres inférieurs (hanche, genou et cheville) constituent de bons indicateurs indirects de l'action musculaire : en utilisant les équations fondamentales de la dynamique, il serait donc possible d'estimer les moments articulaires nets<sup>3</sup> à partir des mesures de la force appliquée sur la pédale et des déplacements angulaires des différents segments de membre [14].

Le moment articulaire est donc représentatif de la résultante de l'activité musculaire : c'est l'interprétation la plus sûre de la gestuelle réalisée.

Pour être plus précis, notons que les travaux de Hull et Jorge [14] ont montré que les moments articulaires résultaient de la force appliquée sur la pédale d'une part

<sup>3</sup> Moment articulaire net : c'est la somme des moments « individuels » sur une articulation : Moments dus aux forces développées par les muscles, les ligaments ou tout autre structure traversant l'articulation, ou moments dus aux contacts osseux et cartilagineux entre les segments (les moments articulaires nets sont souvent utilisés pour accéder à l'information sur la coordination des mouvements car ils sont générés en majorité par les forces musculaires mises en jeu). On le définit aussi comme la différence entre les moments de force produits par les muscles agonistes et antagonistes. Un moment articulaire est freinateur si il est négatif, et moteur si il est positif.

(production de force, prédominant pour des fréquences de pédalage inférieures à 70 tours par minute), et de la mobilisation des membres inférieurs d'autre part (production de mouvement, prédominant pour des fréquences supérieures à 70 tours par minute).



**Figure 8 : évolution des composantes statiques et dynamiques du moment articulaire total de la hanche en fonction de la fréquence de pédalage**

Le moment total présente une allure de courbe en « U », avec un minimum caractérisant la fréquence de pédalage optimale [11].

Les courbes d'évolution des moments articulaires permettent donc de nous informer sur la nature de l'intervention des groupes musculaires, spécialement les muscles fléchisseurs et extenseurs [15]:

- Les valeurs positives de ces courbes indiquent un moment de force provenant exclusivement des extenseurs de l'articulation concernée ;
- Les valeurs négatives illustrent la prédominance exclusive des fléchisseurs de l'articulation.

Articulation	Moment articulaire (en Nm)	Angle de manivelle (en °)
Hanche	-68 (+/-13)	124 (+/-30)
Genou en extension	66 (+/-14)	50 (+/-16)
Genou en flexion	-42 (+/-11)	179 (+/-28)
Cheville	-52 (+/-12)	120 (+/-11)

**Tableau 1 : valeur des pics de moments articulaires et positions de la manivelle correspondantes, pour un pédalage assis sur une route plate [16]**

En pratique, le calcul des moments articulaires est influencé par la mesure (acquisition vidéo) et par les incertitudes : si l'on fait un mauvais repérage de la position d'un point (centre de rotation de l'articulation), cela provoque une erreur sur les calculs des dérivées premières et secondes (c'est-à-dire les vitesses et les accélérations), ce qui entraîne un bruit important sur les résultats de moments articulaires, d'où l'obligation de lisser la cinématique (mais du coup cela engendre une perte d'information, et les moments articulaires sont « sous-évalués ») [17].

## 2.3. Éléments d'ergonomie en cyclisme

### a) Géométrie du vélo

Les vélos utilisés en compétition cycliste présentent globalement la même configuration : la réglementation établie par l'Union Cycliste Internationale impose en effet certaines normes qui ont pour but de limiter les modifications technologiques trop importantes, surtout concernant la forme du cadre, avec pour objectifs de maintenir une sécurité maximale, mais aussi une certaine équité entre les coureurs.



Figure 9 : vélo de compétition traditionnel

Les contraintes générales ainsi que celles concernant le cadre et le guidon sont présentées en annexes [18].

### b) Mesures utiles

De très nombreuses cotes peuvent être prises sur un vélo, dépendantes de la marque du vélo, de la forme du cadre, de la taille et de la forme des éléments constitutifs. Afin de simplifier le problème, nous nous intéresserons qu'aux valeurs qui permettent de définir le positionnement du cycliste sur le vélo :

- hauteur de selle : c'est la distance entre l'axe du pédalier et le sommet de la selle ;
- recul de selle : distance séparant la verticale passant par le bec de selle et celle passant par l'axe du pédalier ;
- distance entre le bec de selle et l'axe du guidon ;
- longueur des manivelles ;
- hauteur du guidon par rapport au sol (ou hauteur de la selle par rapport au guidon).

### c) Variations et conséquences sur le pédalage

Les variations de positions peuvent induire des modifications sur le geste de pédalage : dans les travaux déjà effectués, ce sont surtout les variations du recul de selle, de la hauteur de selle, et de l'inclinaison du buste qui ont été étudiées [10], [19].

Il a été observé que les variables mécaniques sont altérées significativement par une modification du *recul de selle*. On peut noter principalement que la puissance développée augmente lorsque l'angle du tube de selle<sup>4</sup> diminue [20,21].

De nombreux auteurs [21, 22, 23] ont montré qu'une variation de l'angle de la hanche déterminait un changement de la longueur de travail des muscles, et du recrutement musculaire du membre inférieur. Ces changements peuvent affecter la performance notamment lors d'exercices réalisés à intensité maximale.

En ce qui concerne l'influence du recul de selle sur la dépense énergétique, Heil [23] a montré que la consommation d'oxygène était inférieure chez les cyclistes entraînés lorsqu'ils pédalaient sur un cyclo-ergomètre avec un angle de la hanche similaire à celui mesuré sur leur propre bicyclette. De plus, lors d'exercices d'intensité sous maximale (73% de VO<sub>2</sub>max), le recul de selle peut influencer : la fréquence cardiaque, la consommation d'oxygène, la ventilation, et la perception de l'effort.

---

<sup>4</sup> L'angle du tube de selle est défini par l'orientation du tube arrière (repère 4 sur la figure 12) par rapport à l'horizontale.

Une modification de la *hauteur de selle* peut engendrer une variation de la dépense énergétique pour une même puissance développée [12, 21]. Les cyclistes ne se sentent pas assis confortablement lorsque la hauteur de selle est trop importante. En effet, dans ce cas, le genou se trouve comme bloqué lorsque la pédale se situe en position basse. Cette posture inconfortable engendre une diminution de la fluidité du pédalage.

Une variation de hauteur de selle de seulement 4 % peut diminuer la puissance développée d'environ 5% [24]. En effet, une modification de la hauteur de selle induit une variation de l'angle de certaines articulations et altère la relation force/longueur des muscles ainsi que la cinétique du pédalage [21].

Une modification de la *hauteur du guidon* peut engendrer des variations d'inclinaison du buste. Certaines études [21, 25] ont montré qu'une variation de cette inclinaison pouvait avoir une influence significative sur certaines variables physiologiques et biomécaniques : la lactatémie, le quotient respiratoire, la ventilation, la consommation d'oxygène, la perception de l'effort et la masse musculaire mise en jeu. Les résultats des études conduites en laboratoire ont montré que c'est dans la position la plus relevé (main en haut du guidon) que les variables physiologiques mesurées étaient les plus faibles.

À titre indicatif, signalons que les différences enregistrées entre les positions pourraient être dues à une différence de flexion du rachis. En effet, il a été montré que les réponses cardio-vasculaires étaient dépendantes de l'angle de la hanche et que la variation de cet angle pouvait engendrer :

- une modification de la mécanique respiratoire par variation de l'impédance pulmonaire (ce qui augmenterait le travail interne de la respiration) [21, 25] ;
- une augmentation de la compression abdominale (pouvant altérer le travail du diaphragme et limiter le volume pulmonaire) [25] ;
- une sollicitation plus importante des muscles des bras et des épaules (car le poids du corps est davantage réparti vers l'avant) [21] ;
- une diminution du flux sanguin dans la veine fémorale (qui engendrerait une augmentation du travail cardiaque) [26] ;
- une modification de la coordination musculaire [21].

## **2.4. Modélisations numériques : outils disponibles**

On trouve sur le marché deux outils reconnus qui proposent actuellement de modéliser le geste de pédalage et d'effectuer différents calculs :

- BRG LifeMod ;
- SIMM musculographics.

Ces logiciels sont cependant très chers, semblent compliqués d'utilisation (obtention de version de démonstration pour l'un d'entre eux), et donc peu adaptés à notre situation. Une présentation de ces solutions est proposée dans les annexes.

## **2.5. Intérêt de l'étude**

L'analyse du geste de pédalage a déjà fait l'objet de très nombreuses études et publications, dont nous avons rappelé les points importants. Ici, nous essayons de proposer un protocole simple et accessible financièrement, permettant d'une part d'évaluer les conséquences biomécaniques, physiologiques et psychologiques d'un changement de position, et d'autre part de calculer les forces générées en fonction du positionnement du coureur. Nous gardons toujours à l'esprit que l'optimisation de la performance en cyclisme est un domaine de recherche très complexe, faisant intervenir de très nombreux paramètres parfois calculables et prévisibles, et d'autres fois non. C'est pourquoi les résultats obtenus avec les calculs mathématiques devront être confrontés avec des résultats expérimentaux : il faudra donc décrire les étapes à la fois théoriques et pratiques de mise en place du protocole.

### 3. Protocole d'optimisation du positionnement

#### 3.1. Phase d'acquisition

On utilise dans notre cas deux types d'instrumentation, dynamométrique et cinématographique. Ces deux systèmes nous permettront de procéder à une étude complète du geste de pédalage.

##### a) Instrumentation dynamométrique

- *Principe de l'ergocycle* : l'ergocycle est un appareil fréquemment utilisé en médecine du sport, dans les protocoles de recherche scientifique, et lors de tests de suivi d'entraînement.

L'objectif de l'ergomètre est d'évaluer la force mécanique mise en jeu par le cycliste pour son déplacement. Dans ce but, une force de freinage (réglable) est créée par une courroie qui frotte sur le volant d'inertie ; au niveau du pédalier, un dispositif permet d'enregistrer le couple produit par le sujet ; le tout est bien sûr associé à une chaîne électronique de commande, d'acquisition et de traitement.

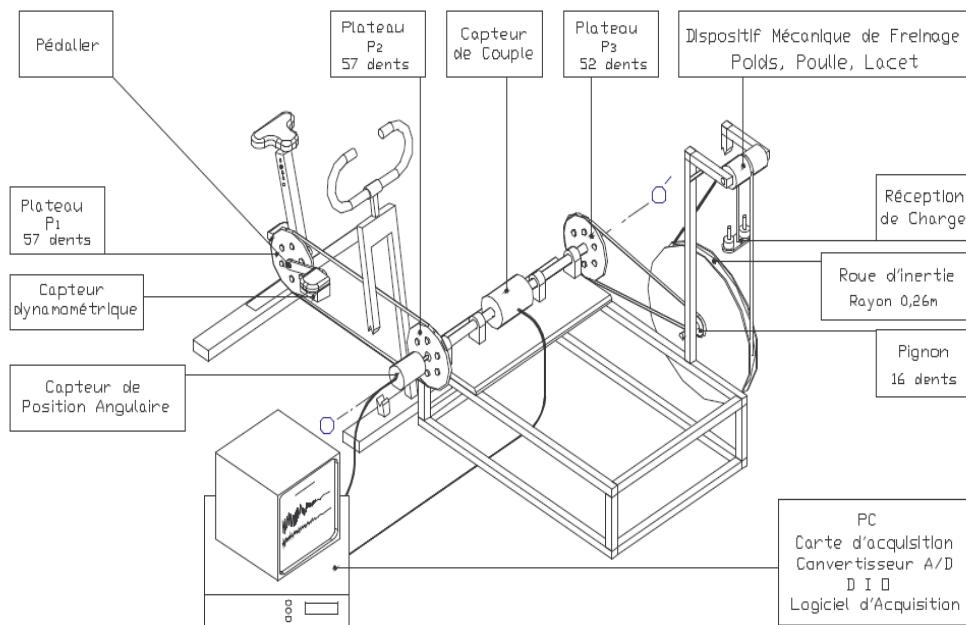


Figure 10 : Principe de l'ergocycle

- *Dispositif SRM (Schöberer=nom de l'inventeur ; Rad=vélo ; Messtechnik=mesure technique)*

Cet appareillage est utilisé au laboratoire des sciences du sport à Besançon, afin d'analyser la biomécanique du pédalage. L'ergomètre autorise de nombreux réglages, qui permettent de modifier de manière précise les positionnements du cycliste. Il permet d'accéder aux mesures de différentes variables physiologiques (fréquence cardiaque), mécaniques (couple moteur en fonction de l'angle de manivelle, cadence de pédalage, vitesse de déplacement, distance parcourue), ou encore environnementales (température). La fréquence d'échantillonnage peut être choisie pour chaque variable (0.1 à 10 Hz, 200 à 1000Hz pour le couple moteur).

Le SRM est présenté plus en détail dans les annexes.

Ce dispositif permet d'accéder à de nombreuses informations à partir d'un test relativement simple à mettre en place et non invasif ; cependant la seule analyse mécanique est réductrice, puisque par la mesure des efforts externes on accède simplement à la cinématique du centre de gravité global, d'où la nécessité d'utiliser une instrumentation complémentaire, permettant d'obtenir des informations sur la coordination segmentaire.

### **b) Instrumentation cinématographique**

L'*objectif* de type d'analyse est d'obtenir les coordonnées des marqueurs (et leur évolution) placés à des points anatomiques du corps de l'athlète.

*Trois étapes* vont guider la procédure à adopter :

- La première étape consiste à acquérir la position des points anatomiques intéressants dans le plan de la ou les caméras : on utilise des marqueurs (patches ou stylos dermatologiques) placés directement sur la peau du patient, ou on repère des points directement sur le logiciel (technique moins répandue car plus difficile et moins précise). Les caméras peuvent être soit infrarouges, soit numériques. Si l'on désire mesurer des distances, il faut placer à côté de l'athlète un objet dont on connaît la taille (qui servira de mesure étalon) ;
- L'étape suivante est la reconnaissance des marqueurs : le logiciel associé à l'appareillage cinématographique doit pouvoir identifier de la manière la plus

précise possible chacun des points anatomiques repérés. La plupart du temps, l'algorithme d'identification utilise l'intensité lumineuse des pixels considérés : on doit donc s'efforcer d'utiliser des couleurs de marqueurs qui contrastent avec les couleurs de fond ;

- Enfin la dernière étape consiste à reconstituer en 2D ou 3D (si on utilise plusieurs angles de vue) le corps de l'athlète et ses mouvements.

*L'avantage* principal d'une telle instrumentation réside dans le fait qu'elle peut permettre une analyse image par image objective globale et segmentaire en translation et en rotation. On peut envisager aussi des études de comparaison de mouvement (sur la base de la mesure des positions des marqueurs). Citons enfin la possibilité d'utiliser plusieurs angles de vue pour réaliser des études et reconstruction en 3D.

*Les limites* de l'utilisation de cette technique sont liées aux incertitudes de mesure des systèmes vidéos, et à la précision nécessaire de l'algorithme de suivi des marqueurs. Notons aussi les éventuelles variations de position des marqueurs, induits principalement par les glissements de la peau sur les muscles [14] : c'est pourquoi on décidera de placer ces marqueurs sur des zones où la peau est la plus fine possible, et en contact très rapproché avec les os sous-jacents.

### c) Outil d'analyse vidéo disponible : Dartfish Team Pro

Le logiciel Dartfish Team Pro est un outil d'analyse vidéo utilisé principalement pour l'enregistrement et l'étude des gestes sportifs.

Son utilisation reste assez simple ; il permet notamment de séquencer des actions, de les jouer en une fois ou en boucle, image par image ou encore à différentes vitesses, en avant ou en arrière. Mais Dartfish propose aussi de dessiner sur la vidéo (par exemple si l'on désire suivre et tracer des trajectoires), insérer des images, les superposer, de les comparer ; enfin, ce logiciel nous permet d'effectuer des mesures d'angles, de distances et de temps (et donc de vitesses). Toutes les données sont exportables, afin de les utiliser pour des calculs ultérieurs ou de présenter les analyses de manière pratique.

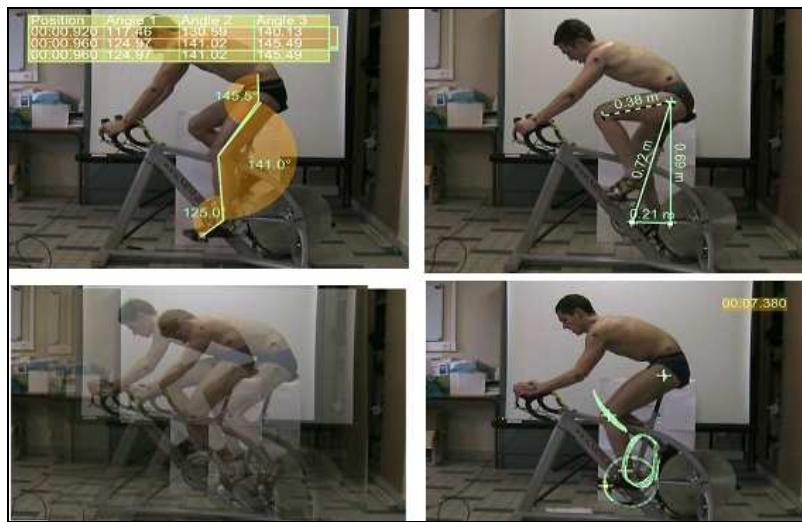


Figure 11 : Outils proposés par le logiciel

#### d) Mesures préalables à effectuer pour évaluer les forces inertielles

L'effort nécessaire pour déplacer un segment dépend de sa masse et de la distance entre le centre de masse et l'axe de rotation: afin de réaliser un modèle le plus réaliste possible et d'apprécier au mieux les forces musculaires mises en jeu, on mesure les longueurs et les sections de chaque segment du membre inférieur, ainsi que les masses et taille de chaque individu ; puis les tables anthropométriques nous permettent ensuite de retrouver des valeurs normalisées des masses et des positions des centres de masse de chaque segment.

Ainsi pour un homme de 25 ans, les tables de Winter [27] nous donnent les indications suivantes :

Segment	Masse du segment (en % de la masse totale)	Position du centre de masse par rapport à l'extrémité proximale (en % de la longueur totale)
Cuisse	10	43.3
Jambe	4.65	43.3
Pied	1.45	50

Tableau 2 : table de Winter [27]

## **3.2. Calcul en dynamique inverse**

### **a) Objectif**

La modélisation en dynamique inverse doit nous permettre de remonter de la force exercée sur la pédale aux moments articulaires au niveau de la hanche, et donc aux forces musculaires mises en jeu. L'intérêt est de pouvoir exprimer ces forces musculaires en fonction de la force appliquée sur la pédale, et des déplacements des différents segments du membre inférieur. Une fois les valeurs des forces musculaires obtenues, on pourrait modifier le positionnement du cycliste (en modifiant les coordonnées de l'articulation de la hanche), recalculer les forces appliquées au niveau de la pédale, et ainsi préciser un positionnement « idéal » au niveau biomécanique.

### **b) Principe**

En théorie le modèle dynamique inverse permet de calculer toutes les actions mécaniques transmises par les liaisons lorsque les lois de mouvement sont connues. Le principe est d'appliquer les théorèmes généraux de la dynamique (ou principes de Newton-Euler) en isolant successivement chaque segment de la chaîne, en commençant par l'extrémité sur laquelle les efforts extérieurs sont supposés connus [28, 29].

### **c) Résultats**

Les calculs présentés en annexe nous permettent d'obtenir une expression matricielle du torseur dynamique des actions de la hanche : celui-ci dépend d'une composante vectorielle (résultante dynamique des forces appliquées), et d'une composante de moment dynamique résultant. Cependant, le résultat est obtenu à partir de l'hypothèse selon laquelle les actions mécaniques au niveau du genou sont connues. Il faudrait donc pouvoir lever cette inconnue afin de pouvoir réaliser des calculs concrets, et optimiser les valeurs afin de tester de nouveaux positionnements.

## **3.3. Validation de la nouvelle position**

### **a) Mesures**

Le repositionnement du cycliste pourra faire l'objet d'une étude sur l'appareil SRM. On pourra alors comparer les différents résultats de couples moteurs obtenus pour les

différentes positions. On peut également envisager de filmer le cycliste afin de pouvoir accéder aux mesures des angles intersegmentaires, et les comparer avec les valeurs initiales (cf. partie 4).

### b) Évaluation du ressenti du sujet

On utilise des indicateurs subjectifs - puisque dépendants de l'histoire personnelle, du caractère de chacun, de son attitude vis-à-vis de la douleur et de la souffrance - afin d'apprécier le ressenti psychologique d'un changement de position.

Deux outils sont pour cela intéressants :

- *CR-10 de Borg :*

Il existe deux échelles de Borg [30] ; le RPE (Ratings of Perceived Exertion) et le CR10 (Category Ratio scale).

Le RPE a été construit pour être lié de façon linéaire à la fréquence cardiaque au cours d'un exercice sur ergocycle. Cette relation, étendue à la course à pied, est de la forme :  $FC = RPE \times 10$  (où FC représente la fréquence cardiaque exprimée en nombre de battements par minute).

Cette équation a été souvent discutée par la suite dans de multiples situations avec différents sujets et des conditions expérimentales et environnementales variées, puisque les causes de variation de la FC sont multifactorielles (âge, genre, environnement physique, état d'anxiété et de santé en général, etc.).

La première publication en français de l'échelle du CR-10 remonte à 1987. Le CR-10 est, comme son nom l'indique une échelle de 0 à 10, qui doit permettre au sujet d'évaluer l'intensité de l'effort fournie. Une version plus récente a été établie en 1998 par Borg.

- *Évaluation de l'ergonomie sur poste :*

Cet outil simple - encore en développement, mais déjà pris comme méthode de référence à la Fédération Française de Cyclisme - a pour but d'évaluer le ressenti du sujet vis-à-vis de sa position. Pour cela, on lui demande de noter de 1 à 10 (10 représente le positionnement « parfait ») l'aisance qu'il ressent à partir de différents critères : selle, main droite, main gauche, pied droit, pied gauche, région lombaire, tête, respiration, pédalage, et confort général.

## **4. Manipulation : mise en évidence des effets d'une modification du recul de selle**

### **4.1. Objectif**

Le but de cette manipulation a été tout d'abord de se familiariser avec le matériel disponible au laboratoire, ainsi qu'avec les méthodes et contraintes inhérentes à ces pratiques.

Nous allons essayer d'évaluer certaines conséquences biomécaniques, mais aussi psychologiques d'un changement de position, en l'occurrence en jouant sur le recul de selle.

### **4.2. Matériel et méthode**

#### **a) Sujets étudiés**

Cinq sujets volontaires pratiquant le cyclisme en compétition ( quatre membres du Besançon Triathlon, et un cycliste de l'Amicale Cycliste Bisontine) vont réaliser l'expérience.

#### **b) Protocole**

Nous allons faire pédaler chaque sujet sur un ergocycle SRM pendant une durée de trois fois cinq minutes en changeant à chaque fois la *position* :

- La première série sera effectuée en position habituelle : pour cela nous avons demandé aux volontaires de relever plusieurs cotes sur leur vélo de compétition :

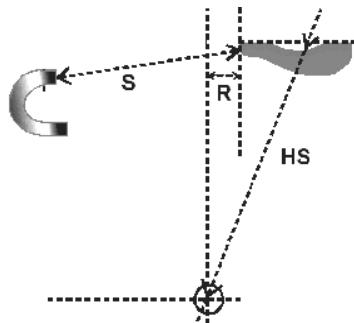


Figure 12 : cotes à relever sur le vélo

-**S** = distance entre la pointe de la selle et l'axe du guidon (le bout de la potence) ;  
-**R** = recul de selle : distance entre la verticale passant par la pointe de la selle, et la verticale passant par l'axe du pédalier (paramètre sur lequel on va jouer) ;  
-**HS** = hauteur de selle : distance entre l'axe du pédalier et le sommet de la selle ;  
-**M** : longueur des manivelles ;  
-**G** : hauteur du guidon par rapport au sol.

- Durant les deuxièmes et troisièmes séries, on modifiera la position de la selle soit en l'avançant, soit en la reculant.

Les modifications de position sont effectuées en fonction du critère réglementaire (défini par l'Union Cycliste Internationale) qui stipule que le recul de selle doit être au minimum de cinq centimètres : le sujet 2 étant déjà à la limite autorisée, et le sujet 5 l'ayant déjà dépassé, nous avons décidé pour ces deux sujets de n'effectuer que des modifications visant à reculer la selle.

Afin de fixer une *intensité d'exercice* à peu près équivalente pour chaque sujet, on leur demandera de pédaler de telle manière qu'ils développent une puissance de 4 watts par kilogramme (exercice soutenu) ; pour cela après avoir calculé la puissance correspondante, les cyclistes s'habituent pendant un certain temps à rester à cette puissance, en réglant leur cadence de pédalage comme bon leur semble (manette de résistance). Ils devront ainsi par la suite s'attacher à suivre une cadence de pédalage fixe (moins variable que la puissance développée, et donc plus facile à suivre).

On trace sur le sujet et ses chaussures 8 *marques* qui nous serviront de repères pour l'utilisation de la vidéo sous Dartfish (figure 13). Notons au passage que l'on trace des marques noires sur des peaux plutôt blanches, et que l'on place un écran blanc derrière le dispositif, afin que le logiciel n'ait pas de mal à suivre les points (suivi grâce aux intensités des pixels).



**Figure 13 : repérage des points anatomiques**

Les marques doivent être tracées de telle manière que l'on retrouve les repères sur tous les sujets, il nous faut donc décrire des repères anatomiques précis, correspondant aux axes de rotation des différentes articulations concernées [14, 27] :

1 : milieu du poignet, à hauteur de la saillie de l'extrémité distale du cubitus (on impose au coureur de garder les mains sur les « cocottes » ou poignées de frein) ;

2 : coude, creux sous-épicondylique huméral ;

3 : épaule, 5 cm sous l'acromion ;

4 : bassin, épine iliaque antéro-supérieure ;

5 : hanche, saillie du grand trochanter ;

6 : genou, condyle fémoral externe ;

7 : cheville, malléole externe ;

8 : chaussure, en face de l'axe de la pédale.

La longueur et le diamètre des segments représentant le membre inférieur sont relevés sur chaque sujet :

-Longueur de la cuisse : distance entre les marques 5 et 6 ;

-Longueur de la jambe : distance entre les marques 6 et 7 ;

-Longueur du pied : distance entre les marques 7 et 8, lorsque l'athlète est debout ;

-Les diamètres de cuisse et de jambe sont mesurés au milieu de chaque segment.

Toutes les mesures sont consignées dans le tableau de la page suivante<sup>5</sup>.

---

<sup>5</sup> Pour les modifications de recul de selle, on indique la valeur du recul de selle, et la modification par rapport à la position de départ (- si on recule la selle, + si on l'avance)



	<b>Âge</b>	<b>Taille (en cm)</b>	<b>Poids (en kg)</b>	<b>Longueur de cuisse (en cm)</b>	<b>Diamètre de cuisse (en cm)</b>	<b>Longueur de jambe (en cm)</b>	<b>Diamètre de jambe (en cm)</b>	<b>Longueur de pieds (en cm)</b>	<b>Puissance (en watts)</b>	<b>Fréquence de pédalage (en tours /min)</b>	<b>S (en cm)</b>	<b>HS (en cm)</b>	<b>M (en cm)</b>	<b>R (en cm)</b>	<b>Recul de selle 1 (en cm)</b>	<b>Recul de selle 2 (en cm)</b>
<b>Sujet 1</b>	23	183	68	43	53	42	34	17	272	80	58	79	17.25	6	8 (-2)	5(+1)
<b>Sujet 2</b>	22	173	60	38	45	39	34	15	240	90	53.5	74.5	17.25	5	6 (-1)	8(-3)
<b>Sujet 3</b>	22	178	73	40	50	43	35	16	292	80	55	76.5	17.5	6	5(+1)	8(-2)
<b>Sujet 4</b>	24	178	65	41	48	42	37	17	260	80	56	80	17.5	6	5(+1)	8(-2)
<b>Sujet 5</b>	23	177	63	42	52	39	34	16	252	55	53	74.5	17	3.5	5(-1.5)	8(-4.5)

Tableau 3 : Protocole expérimental

### **c) Enregistrements effectués**

On enregistre à chaque série et pour chaque coureur l'évolution de la *puissance appliquée*, le *couple moteur* exercé par le cycliste sur la manivelle : le couple est calculé à partir d'une moyenne effectuée sur 30 secondes, à chaque fois dans la période de l'exercice comprise entre 3 minutes et 3 minutes 30 secondes (le sujet est « stabilisé » au niveau de son pattern de pédalage) ; on procède également à un *enregistrement vidéo* de côté de l'exercice dans les conditions suivantes : la caméra numérique est posée sur un trépied stable et de niveau, situé à 3.60 mètres de l'axe du pédalier (distance minimale pour que l'on puisse voir le cycliste en entier avec un zoom minimum) et en face de celui-ci. La hauteur du trépied est réglée de telle manière que le centre de l'objectif de la caméra se situe à 1.16 mètres du sol (norme utilisée habituellement au laboratoire).

D'autre part, on fait remplir un questionnaire (cf. annexes) au cycliste après chaque enregistrement, afin d'évaluer son *ressenti* vis-à-vis de sa position sur le vélo (« ergonomie sur poste »), et de l'intensité de l'exercice réalisé (utilisation de l'échelle CR10 de Borg).

## **4.3. Résultats**

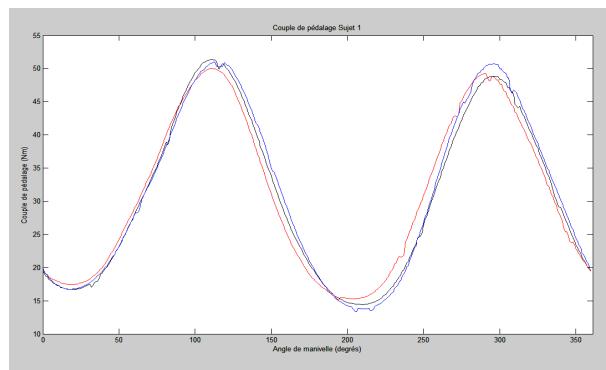
Tous les graphiques obtenus suite à ces expérimentations sont présentés dans les annexes.

### **a) Couples moteurs**

L'enregistrement des moments appliqués par le couple de forces des deux jambes peut nous permettre d'évaluer si une variation de position peut entraîner une variation de l'évolution de ce couple au cours du cycle de pédalage. La puissance est proportionnelle à l'aire sous la courbe, donc elle ne doit pas varier puisqu'on a demandé au sujet de développer la même puissance à chaque fois : c'est donc juste l'aspect et la « forme » de la courbe qui peut varier.

Sur tous les graphiques, le moment enregistré lors de la position de base du cycliste est figuré en noir.

**SUJET 1 :** modification 1 : reculé (-2); modification 2 : avancé (+1)



**Figure 14 : évolution du couple de pédalage en fonction de l'angle de la pédale du sujet 1**

-On observe qu'en position avancée d'un centimètre (courbe bleue), le moment du couple de pédalage évolue peu par rapport à la courbe d'origine. Notons tout de même que les phases extrêmes de la courbe (maximum et minimum) apparaissent en même temps mais sont un peu plus élevés pour les maximums (+4N.m), et diminués pour les minimums (-2N.m), surtout pour la jambe droite.

-En position reculée (courbe rouge) de deux centimètres, les différences sont plus visibles : il apparaît en effet que la courbe est décalée vers la gauche (-11°) ; les extreumums de la courbe semblent moins importants, surtout pour la jambe gauche (maximum diminué de -3N.m).

**SUJET 2 :** modification 1 : reculé (-1) ; modification 2 : reculé (-3)

Le profil des courbes au niveau des maximums est beaucoup plus arrondi chez ce sujet : cela signifie que les phases de transition entre les périodes de poussée et de tirage de la pédale sont plus longues, et que le pédalage est plus « souple », moins saccadé que chez le premier sujet (à comparer avec les enregistrements vidéos).

-En position reculée de 1 centimètre (courbe rouge), la courbe est légèrement décalée vers la gauche (-13°) et le moment maximum engendré par la jambe droite est atténué (-3.5N.m, ce qui peut représenter un artefact puisqu'on observe pas ce phénomène sur le graphique de la seconde position reculée).

-En position reculée de 3 centimètres (courbe verte), la courbe est encore un peu décalée vers la gauche (-17°), et présente des minimums un peu plus bas (-3N.m sur les deux minimums).

**SUJET 3 : modification 1 : avancé (+1); modification 2 : reculé (-2)**

Ce sujet présente une asymétrie de pédalage entre la jambe gauche et la jambe droite beaucoup plus marquée que les deux premiers.

-En position avancée d'un centimètre (courbe bleue), les extremums sont plus importants (surtout pour le maximum de la jambe gauche : +4°) ; la courbe est légèrement décalée vers la droite (+1.5°).

-En position reculée de deux centimètres (courbe rouge), la courbe est décalée vers la gauche (-8°); le couple maximum produit par la jambe gauche est plus important (+9.5N.m), tandis que celui produit par la jambe droite diminue par rapport à la courbe originale (-2N.m).

**SUJET 4 : modification 1 : avancé (+1) ; modification 2 : reculé (-2)**

-En position avancée de un centimètre (courbe bleue), la courbe est nettement décalée à droite (+10.5°), et son amplitude est diminuée (extremums moins marqués de 4N.m en moyenne).

-En position reculée de deux centimètres (courbe rouge), la courbe est légèrement décalée à gauche (-3°), l'amplitude est là aussi légèrement réduite (-6N.m).

**SUJET 5 : modification 1 : reculé (-1.5) ; modification 2 : reculé (-4.5)**

-En position reculée de 1.5 centimètres (courbe rouge), la courbe est décalée vers la gauche (-5°), et les maximums sont diminués (-2.5N.m).

-En position reculée de 4.5 centimètres (courbe verte), la courbe est plus nettement décalée à gauche (-13°), et les minimums sont diminués (-3N.m).

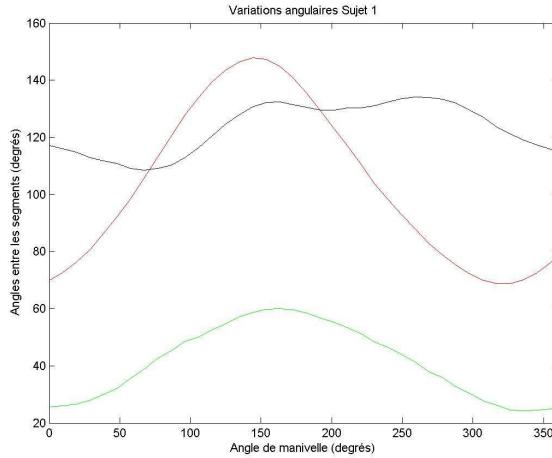
**b) Analyse vidéo**

Pour chaque athlète on a donc pu mesurer les variations des angles des différents segments entre eux. Le temps et la cadence de pédalage étant connus, on trace les graphiques représentant l'évolution de ces angles en fonction de l'angle de la manivelle (c'est-à-dire en fonction de l'instant du cycle de pédalage auquel on se trouve).

On trace pour cela deux types de graphiques (tous les graphiques sont présentés en annexe):

- Afin d'analyser les différents angles intersegmentaires en position initiale, on trace tout d'abord pour chaque sujet une courbe représentant l'évolution de

l’angle  $\theta_1$  en noir, celui de l’angle  $\theta_2$  en rouge, et celui de l’angle  $\theta_3$  en vert, en fonction de l’angle de la manivelle.



**Figure 15 : exemple du tracé de la courbe d’évolution de chaque angle chez un même sujet**

Les courbes représentant l’évolution des angles de hanche et de genou présentent entre chaque sujet quelques petites variations au niveau de l’amplitude et de la situation des valeurs extrêmes au cours du cycle de pédalage ; cependant, leur allure générale est la même, et elles semblent beaucoup plus reproductibles entre différents sujets que celles des moments de force produits au niveau du pédalier.

Au contraire, les allures des courbes représentant l’angle de cheville sont beaucoup plus variables.

- D’autre part, afin de comparer de l’évolution de chaque angle en fonction de la modification de position effectuée, on représente ensuite l’évolution des angles  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  et  $\theta_3$  au cours des enregistrements effectués en position initiale, en position avancée, en position reculée : tous ces graphiques sont reportés en annexe.

Encore une fois, le nombre limité de sujets et les différences morphologiques ne nous permettent pas de retrouver beaucoup de convergences.

Pourtant, on peut déjà tirer quelques conclusions à partir des quelques éléments qui se recoupent, et des évènements que l’on retrouve chez tous les sujets :

-L’allure générale des courbes n’évolue pas pour les angles  $\theta_2$  et  $\theta_3$ , alors que la courbe représentant l’angle  $\theta_1$  est sujette à quelques variations (« lissage » de la

courbe du sujet 3 en position reculée, du sujet 4 en position avancée, apparition d'un pic à 240° sur les courbes du sujet 5 en position reculée) ;

-L'observation des courbes d'évolution des angles  $\theta_1$  et  $\theta_3$  ne permet pas d'établir un lien entre une modification de positionnement et une modification ou un décalage systématique de la courbe : les adaptations semblent en effet spécifiques à chaque individu ;

-On n'observe pas de modifications importantes au niveau de l'angle  $\theta_2$  : les courbes sont à peine (+/- 5°) décalées à droite et en bas en position avancée, et à gauche et en haut en position reculée.

### c) Évaluation perceptive

Les fiches remplies par les athlètes directement après chaque épreuve nous permettent d'apprécier leurs sensations vis-à-vis de l'ergonomie positionnelle et de l'intensité de l'exercice.

Afin de rendre les informations lisibles, on représente sur un graphique les indices (« notes » sur 10) obtenus pour chaque position, et on calcule à chaque fois la moyenne, l'écart type, et le coefficient de variation<sup>6</sup> correspondants. Tous ces résultats sont présentés en annexe.

#### SUJET 1 : modification 1 : recul (-2) ; modification 2 : avance (+1)

-D'après cette évaluation perceptive, la position corrigée 1 (recul de 2 cm) n'est pas ressentie comme ergonomique par le sujet. Toutes les notes sont inférieures à celles obtenues pour la position de base, avec des points négatifs concernant le pédalage et l'ergonomie au niveau des pieds (le cycliste n'a « plus de repères » à ce niveau) ; le coefficient de variation traduit une grande dispersion par rapport à la moyenne (ce qui signifie qu'il y a trop d'écart de « confort » entre différentes parties du corps), et l'exercice est ressenti comme plus difficile (5 sur l'échelle de CR-10).

---

<sup>6</sup> Le coefficient de variation mesure la dispersion relative ; il est obtenu en divisant l'écart type (qui mesure lui la dispersion) par la moyenne (en pourcentage). Plus la valeur de CV est élevée, plus la dispersion autour de la moyenne est grande.

-La position corrigée 2 (avancée de 1 cm) présente quasiment la même moyenne que la position de base, même si les valeurs sont plus dispersées. On relève de l'inconfort au niveau des lombaires et de la tête, le sujet nous avoue qu'il se sent « relevé », et il exprime sa peur de perdre en aérodynamisme. Pourtant, le CR-10 traduit le fait que l'individu éprouve significativement moins de difficultés pour produire la même puissance.

**SUJET 2 : modification 1 : reculé (-1) ; modification 2 : reculé (-3)**

La selle a été reculée deux fois. Les positions proposées sont clairement peu confortables pour le sujet, toutes les notes sont inférieures à celles obtenues pour la position de base, la dispersion augmente, et l'effort est ressenti comme plus intense. Des améliorations doivent cependant être possibles concernant le confort, en améliorant notamment l'ergonomie au niveau de la selle, des lombaires, et du pédalage.

**SUJET 3 : modification 1 : avancé (+1) ; modification 2 : reculé (-2)**

-La position corrigée 2 (recul de 2 cm) n'est pas appropriée au niveau du confort. Toutes les notes, et la moyenne sont nettement en dessous des valeurs de base.  
-La correction 1 (avancée de 1 cm) n'est pas non plus ressentie comme améliorant la position du coureur, même si elle est mieux supportée que le recul de la selle.  
Dans les deux cas, les points noirs concernent principalement l'ensemble selle/région lombaire/ tête. L'inconfort est généralisé, l'athlète se plaint et il ressent l'exercice comme étant plus intense.

**SUJET 4 : modification 1 : avancé (+1) ; modification 2 : reculé (-2)**

-La position corrigée 2 (recul de 2 cm) n'est pas bien acceptée par le sujet.  
-La position corrigée 1 (avance de 1 cm) par contre enthousiasme réellement le cycliste, puisque mis à part un problème au niveau des mains (l'athlète déclare « ne pas retrouver les mêmes prises »), toutes les notes sont supérieures. Le CR-10 est lui aussi augmenté : notons que pour une même puissance développée, l'intensité de l'effort est ressentie comme variant de 3 unités entre les deux positions proposées.  
Le triathlète concerné trouve qu'il a « beaucoup plus de force et de facilités à appuyer sur les pédales » en position avancée ; il nous avoue également qu'il se sent plus relâché au niveau des bras et avant-bras, et qu'il espère ainsi mieux récupérer de

l'épreuve de natation (qui a lieu avant la partie cycliste sur un triathlon), et être moins crispé sur la partie pédestre (partie finale du triple effort).

**SUJET 5 : modif1 : reculé (-1.5) ; modif2 : reculé (-4,5)**

On a reculé ici l'athlète à deux reprises, successivement de 1.5 cm puis de 4.5 cm.

-La première correction améliore le confort au niveau de la selle et du pied droit, mais altère l'aisance respiratoire et le pédalage. L'exercice est perçu un peu plus dur que pour le test en position habituelle.

-La seconde correction de position pose des gros problèmes au niveau de la selle, des lombaires, de la tête et de la respiration : notons au passage que les réglages au niveau de ces régions n'étaient déjà pas parfaits en position de base. Le confort général est en nette baisse, et l'effort est ressenti comme étant beaucoup plus intense (la cadence de pédalage trop basse a également engendré une fatigue conséquente).

La position habituelle de ce coureur mérite donc des corrections, qui pourront être sûrement améliorées en partie par un recul modéré de la selle (associé à d'autres changements).

#### 4.4. Discussion

##### a) Couples moteurs

L'analyse des graphiques représentant l'évolution des moments exercés par le cycliste au niveau du pédalier nous a permis d'observer principalement que :

- Les graphiques de « couples de pédalage » sont spécifiques de chaque individu, un peu à la manière d'une marque génétique propre à chacun : le pédalage se fait de manière différente suivant la souplesse de chaque articulation - ainsi on pédale de manière saccadée (extremums marqués) ou souple (phases de transition ou plateaux) - suivant que l'on a plus de force dans la jambe gauche ou droite, suivant le type d'effort, ou encore suivant le niveau d'expertise du cycliste ;
- L'adaptation faisant suite à une modification du recul de selle est là aussi particulière à chaque individu ; le « coup de pédale » garde globalement le même aspect, mais les adaptations peuvent prendre différentes formes,

visibles sur les graphiques : « arrondi » ou au contraire « raidissement » des courbes, diminution ou augmentation des maximums ou des minimums, sur une jambe ou l'autre, ou les deux. Tous ces faits traduisent des modifications de l'application dynamique de la force, car la puissance développée reste la même (cadence constante entre les différents tests) ;

- L'avancée ou le recul de selle présentent cependant sur les cinq sujets un effet commun : la translation vers la gauche (recul de la position) ou vers la droite (avancée de la position) de la courbe :

Lorsque l'on recule la position de la selle, on avance donc de quelques degrés dans le cycle de pédalage la production du moment maximal, et on décale de la même manière tous les événements de contractions musculaires ; à l'inverse lorsque l'on avance la selle, on « recule » de quelques degrés (et donc de quelques instants) la contraction musculaire.

Ces modifications ne semblent encore une fois pas obéir à une règle stricte et précise (pas de rapport entre le nombre de degrés de translation des courbes et la valeur de la modification du recul de selle, variabilité des effets suivant les individus).

### b) Analyse vidéo

L'analyse de la vidéo nous a donc permis d'observer et d'enregistrer les variations angulaires entre les trois segments du membre inférieur que constituent la cuisse, la jambe, et le pied.

Cet examen nous a permis de vérifier la ressemblance des allures de courbes pour les différents sujets. On retiendra que :

- La hanche présente une amplitude de déplacement angulaire dans un plan sagittal de 55° (de 20 à 75°) ; elle effectue alternativement une extension et une flexion<sup>7</sup> ;
- Pour le genou l'amplitude de déplacement angulaire moyenne est de 75°(de 60 à 135°), avec également un mouvement d'extension suivi d'une flexion ;
- La cheville présente une amplitude de déplacement angulaire de 25° (de 85 à 110°).

---

<sup>7</sup> L'extension est représentée par la phase croissante de la courbe, la flexion par la phase décroissante.

Durant tout le cycle de pédalage, l'articulation de la cheville reste en flexion plantaire, c'est-à-dire que l'angle jambe pied reste supérieur à environ 90° ;

-Si l'on modifie la position du recul de selle, on ne retrouve pas de modification systématique et reproductible affectant les angles de cheville et de hanche ;

-Au contraire, l'angle du genou semble s'adapter toujours de la même manière : sans aucune modification de son amplitude ou de la forme de la courbe, on observe que le cycle de flexion/extension est retardé de quelques degrés dans le cycle de pédalage, et les valeurs maximales d'extension et de flexion du genou sont diminuées sensiblement lorsque la selle est avancée ; on remarque également que plus on recule la selle, plus on avance le cycle de flexion/extension dans le cycle de pédalage, et plus on augmente à la fois les valeurs maximales d'extension et de flexion.

Ce genre de courbe devrait nous permettre de visualiser aussi les effets de la fatigue sur les variations angulaires articulaires [31] : les modifications principales affecteront surtout l'articulation de la cheville, comme l'indiquent les travaux de Kautz [4] et Zani [18] : ce sont les muscles qui mobilisent cette articulation qui sont les plus sensibles à la fatigue et les premiers affectés, comme en attestera le décalage de la courbe vers la droite, et l'augmentation de son amplitude.

Cependant, malgré ces quelques similitudes, nous avons surtout pu remarquer la spécificité du geste de pédalage pour chaque individu.

Le positionnement initial varie d'un cycliste à l'autre, les patterns de pédalage diffèrent, les souplesses articulaires sont variables ; pour toutes ces raisons les adaptations faisant suite à des modifications de la position sont propres à chacun : on trouve ainsi des comportements parfois radicalement différents pour un même changement de position.

### c) Évaluation perceptive

Le recueil de ce genre de données peut paraître de prime abord quelque peu objectif ; pourtant ce type d'analyse fait ressortir des informations intéressantes. Le ressenti de l'athlète est en effet très important à prendre en compte dans le cadre de l'amélioration globale de la performance.

On retiendra principalement que l'avancée de la selle est plutôt bien perçue par les cinq sujets étudiés, puisqu'ils ressentent une certaine diminution de l'intensité des efforts consentis pour développer la même puissance. Un sujet a exprimé une sensation de relâchement au niveau des bras.

Le seul point négatif de cette modification de position vers l'avant concerne un certain inconfort (plus ou moins modéré suivant les sujets) concernant le dos et la tête, ainsi que l'incertitude exprimée vis-à-vis une éventuelle perte d'aérodynamisme.

## Conclusion

Le travail accompli nous a permis de réaliser les difficultés rencontrées dans le domaine de la recherche, l'importance de savoir cibler ses objectifs, les incertitudes et obstacles liés à la mise en pratique ; nous avons pu aussi apercevoir l'intérêt d'une telle activité, qui nécessite curiosité, patience et esprit pratique.

L'analyse de l'évolution des moments de forces exercées au niveau du pédalier et de l'évolution des angles entre les segments du membre inférieur peut donc permettre d'évaluer les conséquences biomécaniques d'un changement de position. Le protocole proposé permet également d'évaluer le ressenti du sujet, l'aspect psychologique revêtant une importance capitale dans l'accomplissement de l'exploit sportif.

De nombreuses pistes de perfectionnement du protocole sont envisageables, à commencer par les calculs théoriques, qui dépendent pour l'instant de la connaissance des charges au niveau du genou.

On pourrait concevoir une éventuelle étude en 3D du mouvement (avec plusieurs caméras), et ainsi tenir compte mouvements dans un plan frontal (de devant), voire dans un plan transversal (de dessus). D'autre part, il faudrait inclure à cette étude le reste du corps, en particulier les membres supérieurs et leur positionnement : on s'efforcerait alors de diminuer la surface frontale du couple cycliste/ vélo, et ainsi les résistances à l'air (qui constituent une opposition majeure à l'avancement) ce qui permettrait d'améliorer encore l'efficience du pédalage.

Enfin, la technique d'électromyographie pourrait être associée aux techniques d'acquisition présentées, si l'on désire en plus déterminer l'influence de chaque muscle sur le pédalage ; cet examen requiert néanmoins des conditions expérimentales spécifiques, d'autant plus difficiles à mettre en œuvre pour un mouvement sportif (reproductibilité pas évidente sur le geste de pédalage).

## BIBLIOGRAPHIE

- (1) COYLE E., FELTNER M., KAUTZ S., HAMILTON M.  
*Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance*, 1991.
- (2) MOUSSAY S., BESSOT N., GAUTHIER A.  
*Diurnal variations in cycling kinematics*, 2003.
- (3) HENKE T.  
*Real-time feedback of pedal forces for the optimisation of pedalling technique in competitive cycling*, 1998.
- (4) KAUTZ SA, FELTNER ME, COYLE FE, BAYLOR AM.  
*The pedalling technique of elite endurance cyclists: Changes with increasing workload at constant cadence*, 1991.
- (5) HOUTZ SJ, FISHER FJ.  
*An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle*, 1959.
- (6) GOTO S., TOYOSHIMA S., HOSHIKAWA T.  
*Study of the integrated EMG of the leg muscles during pedalling at various loads, frequency, and equivalent power*, 1976.
- (7) SUZUKI S., WATANABI S., HOMMA S.  
*EMG activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities*, 1982.

- (8) JORGE M., HULL ML.  
*Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling*, 1986.
- (9) RAASCH Christine C., ZAJAC Félix E.  
*Locomotor Strategy for Pedaling: Muscle Groups and Biomechanical Functions*, 1999.
- (10) DUC Sébastien.  
*Analyse de l'activité musculaire du pédalage en relation avec la performance en cyclisme*, 2005.
- (11) REDFIELD R., HULL M.L.  
*On the relation between joint moments and pedalling rates at constant power in bicycling*, 1986.
- (12) SANDERSON D.J.  
*The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists*, 1991.
- (13) BESSOT Nicolas et al.  
*Simulation of internal work in cycling*, En attente de parution.
- (14) HULL M.L., JORGE M.  
*A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling*, 1985.
- (15) LAMONTAGNE M.  
*Cinématique tridimensionnelle des attelles de genou normales et pathologiques*, 2006.
- (16) CALDWELL G.  
*Pedal and crank kinetics in uphill cycling*, 1998.

- (17) BOUCHER Mathieu.  
*Limites et précision d'une analyse mécanique de la performance sur ergocycle*, 2002.
- (18) ZANI Z.  
*La position du cycliste sur route*, 1994.
- (19) BERTUCCI William.  
*Étude de l'interface homme/machine en cyclisme à partir de l'analyse biomécanique du pédalage et de la réalisation d'un ergomètre*, 2003.
- (20) UMBERGER B.R., SCHEUCHENZUBER H.J., MANOS T.M.  
*Differences in power output during cycling at different seat tubes angles*, 1998.
- (21) TOO D.  
*The effect of hip position / configuration on anaerobic power and capacity in cycling*, 1991.  
*The effect of trunk angle on power production in cycling*, 1994.
- (22) DE GROOT G., WELBERGEN E., CLIJSEN L.  
*Power, muscular work, and external forces in cycling*, 1994.
- (23) HEIL D.P., WILCOW A.R., QUINN C.M.  
*Cardio-respiratory responses to seat-tube angle variation during steady-state cycling*, 1995.
- (24) SHENNUM P.L., DE VRIES H.A.  
*The effect of saddle height on oxygen consumption during bicycle ergometer work*, 1976.
- (25) GRAPPE F., CAUDAU R., BUSSO T., ROUILLOON J.D.

*Effect of cycling position on ventilatory and metabolic variables*, 1998.

- (26) GNEHM P., REICHENBACH S., ALTPETER E., WIMMER H.,  
HOPPELER H.

*Influence of different racing positions on metabolic cost in elite cyclists*,  
1997.

- (27) WINTER D.A.

*Biomechanics of human movement*, 1979.

- (28) ANGELES J.

*Fundamentals of Robotic Mechanical System*, 1997.

- (29) DOMBRE E., KHALIL W.

*Modélisation et commande des robots*, 1988.

- (30) BORG G.

*Borg's Perceived Exertion and Pain Scales*, 1998.

- (31) ZAJAC Felix E., NEPTUNE Richard R., KAUTZ Steven A.

*Biomechanics and muscle coordination of human walking*, 2002.

- (32) NETTER H.

*Atlas d'anatomie humaine*, 2001.

- (33) BOUISSET S.

*Muscles, posture et mouvement*, 2002.

## **NETOGRAPHIE**

Tous ces sites ont été consultés entre novembre 2006 et février 2007.

- (a) <http://www.dartfish.com>

*Site du logiciel Dartfish, solutions logicielles pour l'enregistrement, le montage et l'analyse vidéo.*

- (b) <http://www.fredericgrappe.com/>

*Site de monsieur Frédéric Grappe, Maître de Conférence à l'Université de Besançon, traitant de l'optimisation de la performance sportive, appliquée spécifiquement au cyclisme.*

- (c) <http://www.gagnesina.new.fr/>

*Site de monsieur Guillaume Agnesina, Doctorant au Laboratoire d'Analyse des Contraintes Mécaniques (LACM) à l'UFR STAPS de Reims, traitant de la modélisation et de l'analyse des mouvements humains.*

- (d) <http://www.geocities.com/pganio/taylor.html>

*Site de monsieur Zéno Zani, illustrant certains éléments d'ergonomie du cyclisme.*

- (e) <http://www.lifemodele.com/>

*Site de « Biomechanics Research Group, Inc (BRG) », qui propose des solutions logicielles de modélisation des mouvements humains.*

- (f) <http://www.musculographics.com/>

*Site de Musculographics. ,Inc ,entreprise de développement de logiciels de visualisation, simulations, et réalisations virtuelles pour des applications médicales*

(g) <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/>

*Site proposant un grand nombre de publications officielles téléchargeables au format PDF.*

(h) <http://www.srm.de/franz/index.html>

*Site de la société SRM, qui propose des produits d'évaluation des paramètres mécaniques mis en jeu lors du pédalage.*

(i) <http://www.ulb.ac.be/project/vakhum/.com/>

*Site sur le projet européen de l'animation virtuelle de cinématique humaine.*

## INDEX DES FIGURES

Figure 1 : LMARC et ENSMM .....	4
Figure 2 : instrumentations d'étude de la locomotion.....	6
Figure 3 : cycle de pédalage .....	8
Figure 4 : Représentation de la coordination des muscles au cours du pédalage. ....	10
Figure 5 : Facteurs pouvant modifier l'activité musculaire au cours du pédalage ....	11
Figure 6 : évolution de l'angle de la pédale en fonction de l'angle de la manivelle d'après Redfield et Hull [12].....	14
Figure 7 : Norme utilisée pour décrire les angles d'ouvertures des articulations de hanche, genou, et cheville.....	15
Figure 8 : évolution des composantes statiques et dynamiques du moment articulaire total de la hanche en fonction de la fréquence de pédalage .....	16
Figure 9 : vélo de compétition traditionnel.....	17
Figure 10 : Principe de l'ergocycle .....	21
Figure 11 : Outils proposés par le logiciel.....	24
Figure 12 : cotes à relever sur le vélo.....	27
Figure 13 : repérage des points anatomiques.....	29
Figure 14 : évolution du couple de pédalage en fonction de l'angle de la pédale du sujet 1 .....	33
Figure 15 : exemple du tracé de la courbe d'évolution de chaque angle chez un même sujet.....	35

## INDEX DES TABLEAUX

Tableau 1 : valeur des pics de moments articulaires et positions de la manivelle correspondantes, pour un pédalage assis sur une route plate [16].....	16
Tableau 2 : table de Winter [27] .....	24
Tableau 3 : Protocole expérimental.....	31

## GLOSSAIRE

**Condyle :** les condyles sont des éminences articulaires arrondies par un de leurs côtés et aplatis dans le reste de leur étendue.

**Contre-la-montre :** épreuve cycliste qui consiste à parcourir une distance en un minimum de temps.

**Couple:** en mécanique, le couple désigne l'effort en rotation appliqué à un axe (on obtient en général cette action grâce à deux forces opposées et de même intensité). On mesure le couple en Newton.mètre (N.m).

**Diaphyse :** partie centrale d'un os long constitué d'une couche épaisse et dense de tissu osseux.

**Distal :** terme qualifiant la partie d'un organe qui est la plus éloignée du centre du corps, ou le segment d'un membre qui est le plus éloigné de la racine de ce membre.

**Electromyogramme :** étude des potentiels électriques émis par le muscle lors de contractions volontaires de celui- ci.

**Epiphyse :** extrémité d'un os long se développant séparé de l'os durant la croissance, pour s'y souder à l'âge adulte.

**K4 :** appareil portatif permettant d'enregistrer en temps réel les échanges gazeux.

**Lactate :** c'est un sel de l'acide lactique, lui-même étant un acide organique produit lors de la production d'énergie par le muscle.

**Lactatémie :** concentration de lactates dans le sang.

**Mortaise** : terme issu de la menuiserie désignant l'extrémité d'une pièce taillée, de section généralement rectangulaire, pour recevoir le tenon d'une autre pièce.

**Proximal** : situé vers le centre du corps ; la région, le bord ou le point adjacent à la place d'attachement d'un membre (antonyme de distal).

**Quotient respiratoire** : c'est le rapport entre la quantité de CO<sub>2</sub> rejetée par rapport au volume d' O<sub>2</sub> absorbé, pendant le même temps et par la même masse de matière respirante. Le QR théorique varie avec la nature du métabolite. Il est de 1 pour le glucose, inférieur à 1 pour les lipides et supérieur à 1 pour les protides.

**Recrutement musculaire** : La force totale développée par un muscle est la somme des forces individuelles de chacune des fibres musculaires impliquées dans la contraction. Plus il y a d'unités motrices recrutées, plus la force développée par le muscle est importante : c'est la notion de recrutement. Recrutement temporel et recrutement spatial se combinent pour adapter la force de contraction du muscle au besoin du moment.

**Sésamoïde** : ossification dans un tendon qui vient frotter sur une surface articulaire.

**Tenon** : partie mâle d'une pièce de construction destinée à être enfoncee dans la partie femelle d'une autre pièce et qui tient les deux par emboîtement. La partie femelle étant appelée la mortaise.

**VO<sub>2</sub>Max** : Le « VO<sub>2</sub>Max » est le débit maximum d'oxygène consommé lors d'un effort, c'est-à-dire le volume maximal d'oxygène prélevé au niveau des poumons et utilisé par les muscles par unité de temps. Le VO<sub>2</sub>Max est exprimé dans l'absolu en litres par minute et pour être comparable d'un sujet à l'autre, il est ramené au kilo de poids. On obtient alors des millilitres d'oxygène par minute et par kilo de poids. Ce volume d'oxygène consommé ne dépasse pas une valeur maximale même si l'effort augmente en intensité.

## **ANNEXES**



## Sommaire

1.	Anatomie des membres inférieurs [32].....	4
1.1.	Os .....	4
a)	Fémur .....	4
b)	Rotule .....	5
c)	Tibia / Fibula .....	5
d)	Os du pied.....	6
1.2.	Articulations .....	7
a)	Hanche.....	7
b)	Genou .....	8
c)	Cheville .....	9
1.3.	Muscles.....	10
2.	Réglementation concernant la géométrie du vélo .....	14
3.	Présentation du SRM .....	17
4.	Modélisations numériques : outils disponibles .....	19
4.1.	BRG LifeMOD .....	19
4.2.	SIMM musculographics .....	20
5.	Calcul en dynamique inverse .....	22
6.	Fiche d'évaluation de la perception.....	42
7.	Résultats expérimentaux .....	43
a)	Couples moteurs .....	43
b)	Analyse vidéo .....	46
c)	Évaluation perceptive.....	57
9.	Gestion de projet.....	62
8.	Contacts.....	62
	INDEX DES FIGURES.....	65
	INDEX DES TABLEAUX.....	66



# 1. Anatomie des membres inférieurs [32]

## 1.1. Os

### a) Fémur

Le fémur est l'os le plus long du membre inférieur, le plus gros (par son volume), et le plus solide (quand on prend en compte sa résistance aux contraintes mécaniques, contraction des muscles...) du corps humain. Le fémur se compose d'un corps (la diaphyse) et d'un col (vers le haut du fémur en position anatomique) limitant l'épiphyse proximale. La partie supérieure du fémur a la forme d'un 2/3 de sphère (une « énarthrose ») s'emboîtant dans l'acetabulum (surface articulaire) de l'os coxal. En situation proximale, on trouve deux reliefs osseux, les trochanters (le petit et le grand), permettant l'insertion des certains muscles. Plus bas, la ligne âpre (crête) permet également l'insertion d'autres muscles, dont le grand fessier et le biceps crural. Distalement, on trouve deux condyles (un médial et un latéral) et une fosse formant une articulation trochléarthrose avec le tibia et la rotule.

Dans la position debout de face, le fémur n'est pas vertical mais incliné inférieurement et médialement pour se rapprocher de la ligne du centre du corps à son extrémité distale (décalage correspondant à la largeur du bassin), afin de permettre à l'articulation du genou d'être le plus proche possible de la ligne de gravité du corps. Cet angle d'inclinaison varie d'une personne à l'autre, et est plus grand chez la femme que chez l'homme (largeur de bassin plus importante chez la femme).

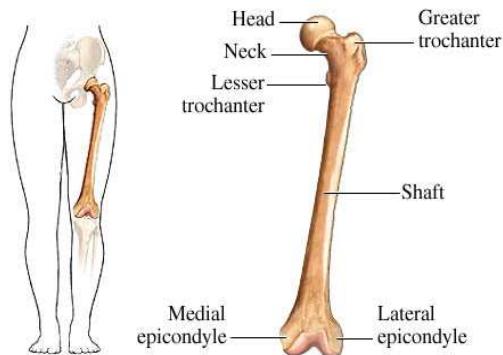


Figure 16 : Fémur

### b) Rotule

La rotule est l'os du genou : elle est insérée grâce à des tendons par-dessus l'articulation du genou pour la protéger.

La rotule est le plus gros sésamoïde de notre squelette. Elle est située dans la terminaison tendineuse du muscle quadriceps. Ainsi, elle fait suite au tendon quadricipital qui se situe au-dessus d'elle et se prolonge vers le bas par le tendon rotulien. L'enveloppe fibreuse qui recouvre la rotule est en continuité avec ces deux tendons. Elle est maintenue latéralement par deux sortes de ligaments appelés l'aileron interne et l'aileron externe. La rotule a un rôle de protection du tendon du quadriceps, mais elle augmente aussi le bras de levier de celui-ci, donc sa force sur le tibia (son ablation fait perdre 30% de force au quadriceps).

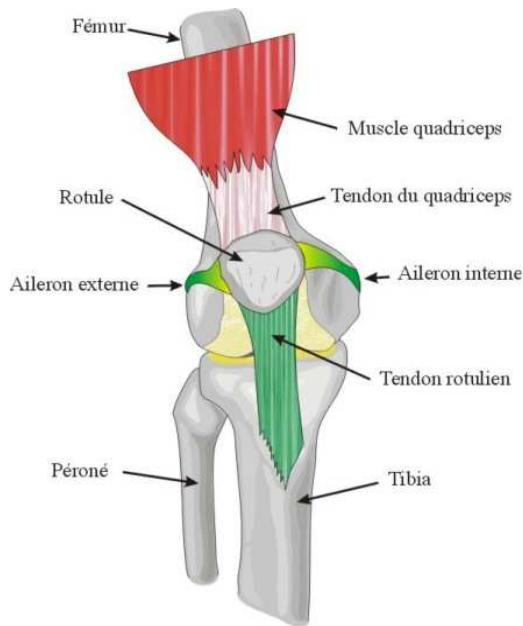


Figure 2 : rotule : anatomie et situation

### c) Tibia / Fibula

Le tibia et la fibula (ou péroné) sont les os de la jambe. En anatomie humaine, le tibia est un os du membre inférieur, et plus exactement le plus grand des deux os de la jambe, en situation médiale et antérieure par rapport à la fibula. C'est le deuxième os par ordre de grandeur du corps humain.

Le tibia s'articule en haut via les plateaux tibiaux (cotyles fémoraux) à la partie inférieure du fémur. La partie inférieure de la fibula forme avec la partie inférieure du tibia le tenon de l'articulation de la cheville : on parle de « pince bimalléolaire ». Sa mortaise est l'astragale (ou talus).

La fibula est un os constituant la partie latérale du squelette de la jambe. Articulé avec le tibia à ses deux extrémités, avec l'os astragale à son extrémité distale (malléole externe).

C'est un os long, pair, asymétrique et grêle. Il présente une torsion ventro-latérale dans sa partie inférieure. Il se situe latéralement en arrière du tibia. Il est composé d'une diaphyse (corps) et de deux épiphyses (extrémités).

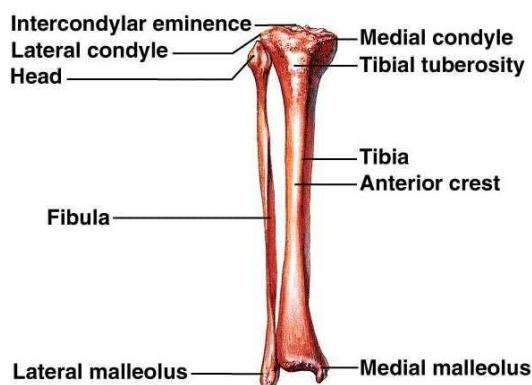


Figure 17 : Tibia et fibula

#### d) Os du pied

Le pied comprend 28 os. Décomposé en tarse, métatarse et orteils, le squelette du pied comprend 7 os dans le tarse (le calcanéum et l'astragale, le scaphoïde, le cuboïde et les trois cunéiformes), 5 os dans le métatarse (les cinq méta-tarsiens), et 14 dans les orteils (trois phalanges par orteil, excepté le gros orteil qui n'en a que deux). Le tarse est articulé avec le métatarse par l'articulation tarso-métatarsienne ou de Lisfranc, et le métatarse est articulé avec les premières phalanges des orteils par articulation condylienne.

Le pied supporte tout le poids du corps sur sept points d'appui : le talon (2/3 du poids total lors de la marche), le métatarse et la pulpe des 5 orteils.

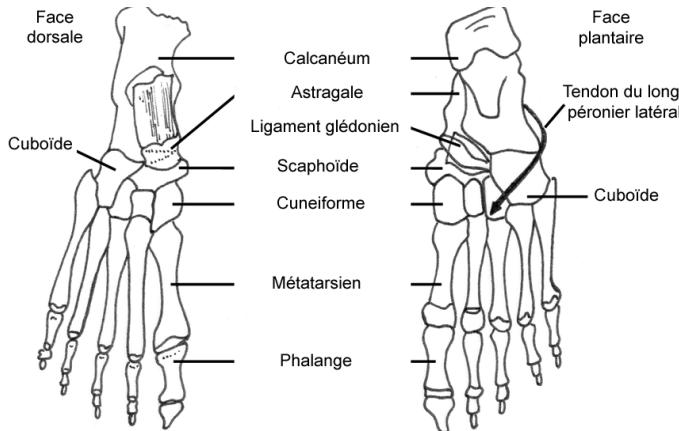


Figure 18 : squelette du pied

## 1.2. Articulations

Une articulation est formée par les extrémités de deux ou plusieurs os reliés entre eux par d'épaisses bandes de tissus ligamentaires. Les extrémités de l'os dans une articulation sont recouvertes d'une substance lisse et souple appelée cartilage. Un cartilage normal assure des mouvements pratiquement exempts de friction. Le reste des surfaces de l'articulation est recouvert d'une pellicule fine et souple que l'on appelle synovie. La membrane synoviale sécrète un fluide lubrifiant réduisant la friction et l'usure dans l'articulation.

L'articulation est stabilisée de manière passive par les tendons et ligaments, et de manière active par les muscles.

### a) Hanche

L'articulation de la hanche parvient à concilier des impératifs contradictoires de mobilité et de stabilité. C'est une articulation de type "rotule" : elle est constituée d'une grosse sphère (la tête fémorale) solidement emboîtée dans une cavité sphérique (la cavité cotyloïde).

#### *Description*

La tête fémorale est un segment de sphère pleine, elle a un volume égal aux 2/3 d'une sphère. Sa valeur angulaire est de 240°. Dans sa partie centrale, elle est creusée par la fossette du ligament rond (visible sur le schéma). La cavité cotyloïde (ou

acétabulum) est un segment de sphère creuse. Sa courbure est parfaitement adaptée à la courbure de la tête fémorale mais sa valeur angulaire n'est que de 180°. Cet emboîtement partiel autorise le mouvement. La surface articulaire ressemble à un fer à cheval dont l'ouverture est située vers le bas (la partie centrale, l'arrière-fond, est isolée par la tente du ligament rond). Celle-ci est recouverte d'une épaisse couche (en moyenne deux mm) de cartilage hyalin (cartilage articulaire, endommagé en cas d'arthrose).

Le pourtour de l'acetabulum est prolongé par un anneau incomplet de fibro-cartilage : le labrum. Celui-ci augmente la stabilité articulaire sans limiter son amplitude. Le ligament transverse, dont les fibres se confondent avec les extrémités du labrum est à la fois souple et très résistant. Il complète la surface articulaire.

#### *Fonction :*

L'articulation de la hanche assure la jonction tronc/membre inférieur et en ce sens supporte la moitié du poids du buste, de la tête, des membres supérieurs et du bassin en position debout et sur les deux pieds ; elle supporte en réalité des contraintes bien supérieures dès lors que le corps est en mouvement.

#### *Mouvements*

L'articulation coxo-fémorale peut effectuer des mouvements de flexion (le genou se rapproche de la poitrine) de 120° en jambe fléchie et de 90° jambe tendue, d'extension de 15°, de rotation (35° vers l'intérieur et 45° vers l'extérieur), d'adduction de 30° (vu de face plan frontal, l'adduction ramène dans l'axe du buste le membre écarté), d'abduction de 45° (écartement du membre inférieur, mouvement opposé à l'adduction) et peut même combiner ces différents types de mouvements élémentaires (on parle alors de « circumduction »).

### **b) Genou**

#### *Description*

L'articulation du genou est une articulation supportant le poids du corps, située entre l'extrémité inférieure du fémur (condyles fémoraux), et l'extrémité supérieure du tibia

(plateaux tibiaux). Entre ces deux extrémités, recouverts de cartilage, s'interposent deux ménisques, interne et externe.

Des ligaments maintiennent en contact le fémur et le tibia : en périphérie on trouve les ligaments latéraux (interne et externe). Au centre du genou sont situés les ligaments croisés : ligament croisé postérieur, et ligament croisé antérieur.

#### *Fonction*

Le fonctionnement du genou est complexe. Cette articulation doit en effet être mobile tout en restant stable, et capable de supporter le poids du corps et les charges qui découlent de son mouvement.

#### *Mouvements*

Les mouvements du genou sont essentiellement des mouvements de flexion (flexion de la jambe sur la cuisse de 160°) et des mouvements d'extension (extension de la jambe sur la cuisse de 0°). Le genou effectue aussi des mouvements de rotation (genou fléchi, on observe des rotations de la jambe sur la cuisse de 45° à l'extérieur, et 50° à l'intérieur).

Les ménisques et les ligaments permettent de conserver la stabilité, sans entraver la mobilité.

### **c) Cheville**

#### *Description / Mouvements*

C'est l'articulation qui réunit les deux os de la jambe (tibia et péroné), à l'astragale qui est donc un os court du pied et qui forme le sommet de la voûte tarsienne. C'est l'articulation distale du membre inférieur.

C'est une articulation « trochlienne », c'est-à-dire que ses surfaces articulaires sont en forme de poulie et les os adjacents ne pourront pivoter que dans un seul plan : elle ne possède qu'un seul degré de liberté. Elle va donc permettre d'effectuer des mouvements de "flexion-extension" du pied par rapport à la jambe.

### *Fonction*

Cette articulation, aidé de la rotation axiale du genou, a pour but d'orienter la voûte plantaire dans toutes les directions pour l'adapter aux accidents du terrain.

## **1.3. Muscles**

Chaque muscle à une ou des fonctions particulières dont le but est le mouvement et la station debout [33].

Nous décrirons ici les muscles des membres inférieurs de manière simplifiée, en associant à chaque groupe sa fonction et sa participation au mouvement.

-Le *psoas* est un muscle important et particulier par son insertion supérieure au niveau des faces latérales des cinq vertèbres lombaires et son insertion inférieure sur le fémur au niveau de la face postérieure du petit trochanter. Ses actions principales sont la flexion de la cuisse sur le bassin lors de la marche, la flexion du bassin sur la cuisse, l'abduction de la cuisse sur le bassin, et la rotation externe de la cuisse ;

-L'*obturateur externe* (car innervé par le nerf obturateur) a pour effet de faire tourner la cuisse vers l'extérieur ;

-Le *tenseur du fascia lata* est fléchisseur du genou, et inclinateur du tronc sur le bassin ;

-Les trois *adducteurs* sont adducteurs de la cuisse (mouvements de la cuisse vers l'intérieur du corps) ;

-Le *quadriceps* (dit aussi quadriceps crural ou fémoral) est formé de deux muscles latéraux -les vastes interne et externe- d'un muscle profond -le crural, plaqué contre le fémur- et d'un muscle superficiel et antérieur : le droit antérieur.

Le quadriceps est un puissant extenseur du genou ;

-Le *muscle droit interne* entraîne la flexion du genou et rapproche la jambe de l'axe du corps ;

-Le *muscle couturier* permet de mettre la jambe dans la position du couturier c'est à dire hanche fléchie, genou fléchi et écarté ;

-Le *muscle tibial antérieur* sert à la flexion dorsale du pied sur la jambe, à la supination du pied, et à l'adduction du pied ;

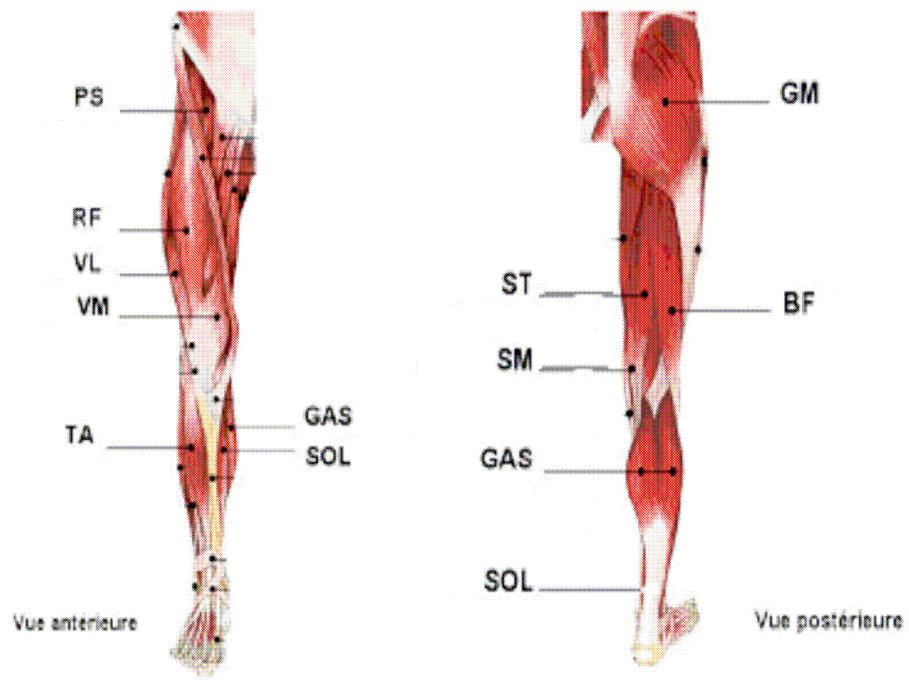
-Les *muscles jumeaux* se terminent sur le calcanéum (talon) par l'intermédiaire d'un tendon très résistant, le tendon d'achille ;

-Le *muscle soléaire* part du genou et va s'insérer sur le tibia et le péroné jusqu'au tendon d'achille. Son rôle est majeur dans la marche, la course, et le saut ;

Le tableau 1 et la figure 5 présentent de manière plus précise les noms des différents muscles constituant le membre inférieur. Le tableau 1 précise également si les muscles jouent un rôle mono- ou bi-articulaire au cours du pédalage.

Abréviation	Nom français	Nom latin	Type	Fonction
GM	grand fessier	gluteus maximus	M	extenseur de la hanche
Gm	moyen fessier	gluteus medius	M	extenseur de la hanche
PS	psoas-iliaque	psoas-iliacus	M	fléchisseur de la hanche
	<u>quadriceps</u>			
VL	vaste latéral	vastus lateralis	M	extenseur du genou
VM	vaste médial	vastus medialis	M	extenseur du genou
VI	vaste interne	vastus interior	M	extenseur du genou
RF	droit fémoral	rectus femoris	B	extenseur du genou et fléchisseur de la hanche
IJ	<u>ischios-jambiers</u>			
BF	biceps fémoral	biceps femoris		
BF <sub>crt</sub>	(court chef)	(caput breve)	M	fléchisseur du genou
BF <sub>lt</sub>	(long chef)	(caput longus)	B	fléchisseur du genou et extenseur de la hanche
ST	semi tendineux	semi tendinosus	B	fléchisseur du genou et extenseur de la hanche
SM	semi membraneux	semi membranosus	B	fléchisseur du genou et extenseur de la hanche
	<u>triceps sural</u>			
GAS	gastrocnémiens	gastrocnemius		
GAS <sub>lt</sub>	latéral	lateralis	B	fléchisseur plantaire de la cheville et fléchisseur du genou
GAS <sub>med</sub>	medial	medialis	B	
SOL	soléaire	soleus	M	fléchisseur plantaire
TA	tibial antérieur	tibialis anterior	M	fléchisseur dorsal de la cheville

Tableau 1 : muscles du membre inférieur : abréviations, noms, type (Mono ou Biarticulaire), et fonction



**Figure 19 : Anatomie des muscles du membre inférieur**

PS : psoas-iliacus ; GM : gluteus maximus ; RF : rectus femoris ; VL : vastus lateralis ; BF : biceps femoris ; ST : semi tendinosus ; SM : semi membranosus ; TA : tibialis anterior ; GAS : gastrocnemius ; SOL : soleus.

## **2. Réglementation concernant la géométrie du vélo**

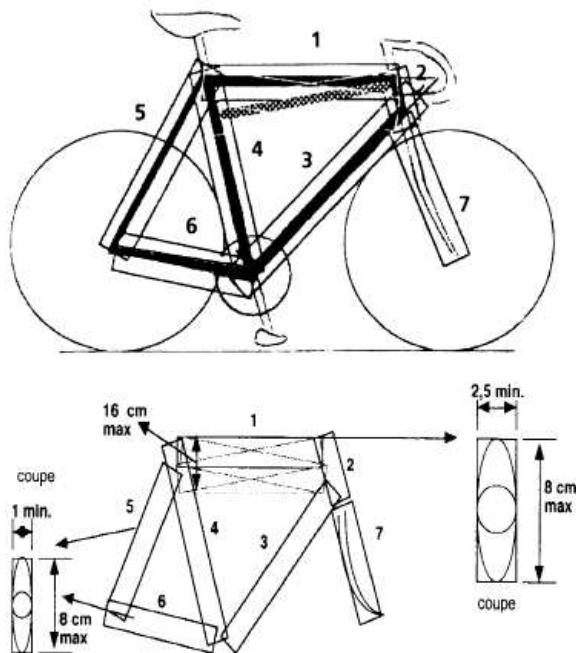
*Contraintes générales :*

La bicyclette doit avoir un encombrement limité en longueur (185 cm) et en largeur (50 cm). Le vélo doit comporter deux roues de même diamètre (entre 55 et 70 cm, enveloppe comprise). Le cycliste doit disposer de quatre points d'appuis : selle, guidon, pédales.

Le bec de selle doit se situer au minimum 5 cm en arrière de la verticale passant par l'axe du pédalier ; la distance entre le sol et l'axe du pédalier doit être comprise entre 24 et 30 cm ; la distance entre l'axe de pédalier et l'axe de la roue avant doit être située entre 54 et 65 cm, celle entre l'axe du pédalier et l'axe de la roue arrière doit être de 35 cm minimum, et 50 cm maximum. La distance maximale autorisée entre les extrémités de la fourche est de 10.5 cm ; la distance maximale entre les haubans est de 13.5 cm. Enfin le vélo doit peser au minimum 6.8 kg.

*Contraintes sur le cadre :*

Pour les courses sur route, le cadre de la bicyclette doit être de type classique, c'est-à-dire de «forme triangulaire». Il est constitué d'éléments tubulaires qui peuvent être droits ou étirés (de forme ronde, ovale, aplatie, en «goutte d'eau» ou autres), pourvu qu'une ligne droite puisse s'inscrire à l'intérieur de chaque élément.



**Figure 20 : repérage des éléments du cadre**

Les éléments doivent être agencés de telle manière que les points d’ancrage soient disposés selon le schéma suivant : le tube supérieur (1) relie le sommet du tube de direction (2) au sommet du tube arrière (4); le tube arrière (qui se prolonge par la tige de selle) rejoint la boîte de pédalier; le tube oblique (3) joint la boîte de pédalier à la base du tube de direction (2). Les triangles arrière sont formés par les haubans (5), les supports (6) et le tube arrière (4), de telle manière que les points d’ancrage des haubans ne dépassent pas la limite fixée pour l’inclinaison du tube supérieur.

Les éléments auront 8 cm de hauteur maximum et 2,5 cm d’épaisseur minimum. L’épaisseur minimum est réduite à 1 cm pour les haubans (5) et les supports (6). L’épaisseur minimum des éléments de la fourche avant est de 1 cm, ceux-ci étant droits ou courbes (7). L’inclinaison du tube supérieur (1) est autorisée dans la mesure où cet élément s’inscrit à l’intérieur d’un gabarit horizontal d’une hauteur maximale de 16 cm et d’une épaisseur minimale de 2,5 cm.

### *Contraintes sur le guidon*



**Figure 21 : guidon et manettes de frein**

Le guidon doit être de type « classique » : les commandes de freins, fixées sur le cintre, sont formées de deux supports avec leviers (poignées) ; les poignées doivent pouvoir être actionnées, par tirage, à partir du cintre. Un prolongement ou un agencement des supports et poignées destinées à un autre usage est prohibé. L'accouplement d'un système de commande à distance des dérailleurs est autorisé.

### 3. Présentation du SRM

**Fonctionnement :** le SRM mesure le couple moteur à partir de la force efficace exercée sur la pédale (composante de force tangentielle à la manivelle) grâce à des bandes de jauge de déformation fixées entre les quatre bras d'aluminium du pédalier, et d'un capteur fixé sur le cadre. Le signal recueilli par le capteur est un signal fréquentiel (dépendant de la torsion mesurée).

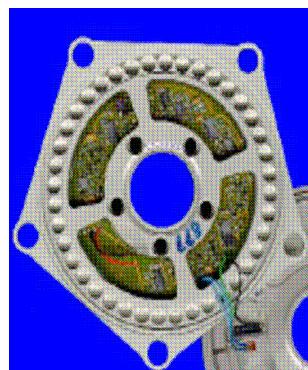
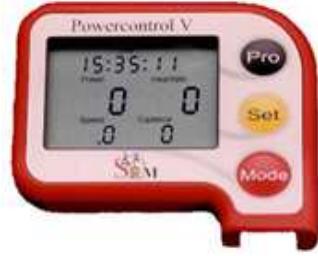


Figure 22 : pédalier SRM

**Calibrage :** un calibrage d'usine est effectué afin de rendre la fréquence reçue par le capteur proportionnelle au couple moteur : il consiste à fixer un poids de masse connu à la manivelle en position 90°, et d'observer la fréquence correspondante ; un calibrage de routine est nécessaire régulièrement (les jauge de déformations étant sensibles aux variations de températures) : il suffit de fixer la fréquence à 0 (fréquence « référence ») lorsque le plateau est libéré de la chaîne.

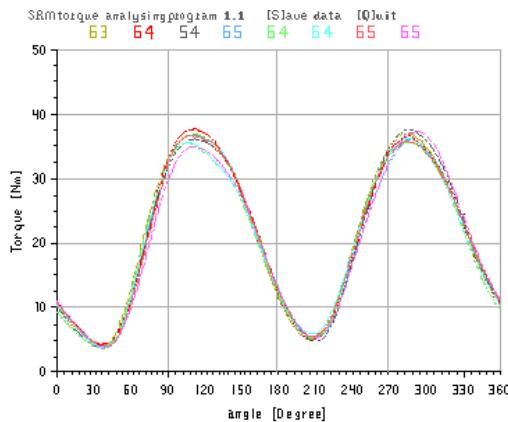
**Visualisation :** le pédalier SRM permet de transduire le signal mécanique (couple moteur exercé sur les pédales, cadence de pédalage) en un signal électrique numérique, lui-même transmis par télémétrie à l'écran de contrôle fixé sur le guidon, et par câble à l'informatique associée.



**Figure 23 : écran de contrôle à fixer sur le guidon**

A partir des mesures de fréquence de pédalage (en rad/s) et de couple (en Nm), la puissance est calculée et affichée (en watts).

Le système associé à un appareil informatique permet d'autre part de visualiser en temps réel le couple de pédalage produit par le cycliste au niveau du pédalier, moyenné à partir des dix derniers coups de pédales : on obtient quasi instantanément un graphique tel que celui présenté dans la figure 10.



**Figure 24 : évolution du couple en fonction de l'angle de la manivelle**

La courbe présente deux « pics » : celui de gauche est dû à la force appliquée principalement par la jambe gauche, celui de droite représente le couple fourni par la jambe droite.

## 4. Modélisations numériques : outils disponibles

On trouve sur le marché deux outils qui proposent actuellement de modéliser le geste de pédalage et d'effectuer différents calculs.

### 4.1. BRG LifeMOD

BRG (Biomechanics Research Group, Inc.) est une société qui propose des solutions logicielles. LifeMOD est un programme de modélisation biomécanique, permettant notamment de réaliser des modèles humains se rapprochant fidèlement de la réalité, que ce soit au niveau de l'aspect anatomique ou au cours de la mise en mouvement. Ce logiciel est utilisé notamment en orthopédie, sciences du sport et amélioration de la performance, études ergonomiques, ou encore prévision des blessures (au cours d'un accident de voiture par exemple) et rééducations.

On peut en effet générer un corps humain par rapport à différentes données anthropométriques ; on peut également changer certaines variables, si l'on veut définir par exemple précisément le comportement d'une articulation, d'un tendon ou d'un muscle.

A partir d'une capture vidéo numérique, le logiciel peut reconstruire le geste enregistré. On peut donc obtenir des animations très vivantes et représentatives ; BRG LifMOD permet aussi d'enregistrer des données cinématiques (déplacements, vitesses, accélérations...), et des données cinétiques (moments, forces...).

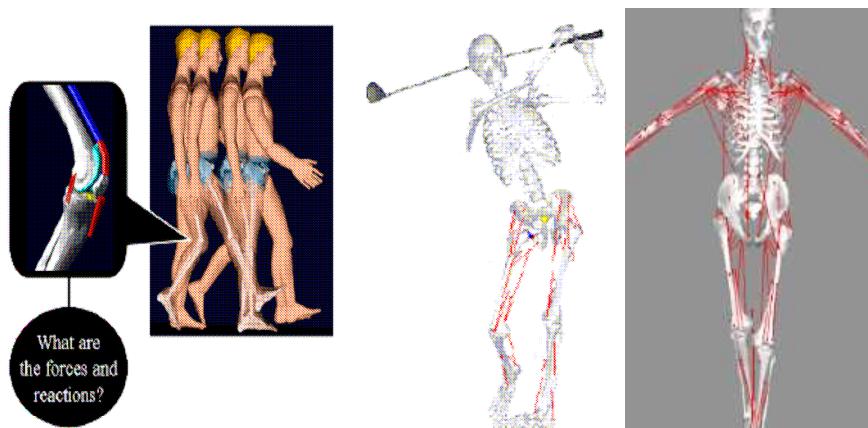


Figure 25 : BRG LifeMOD

Un autre point fort de ce logiciel réside dans le fait qu'il peut simuler un corps humain et ses interactions avec l'extérieur : citons l'exemple de la simulation effectuée d'un homme sur un VTT : le modèle humain peut s'adapter à la machine (production d'une force musculaire pour faire tourner le pédalier), mais il est aussi capable de faire face à des évènements perturbant, tels que le saut d'une bosse ; dans ce cas le cycliste est capable d' « amortir » le choc.

Pourtant, cette solution présente aussi des inconvénients : l'utilisation de LifeMod requiert un système informatique très performant pour ne pas « ramer » ; surtout LifeMOD s'utilise en tant qu'application d'autres programmes, qu'il faut évidemment acheter... (les extensions des fichiers sources et des fichiers produits sont : l'acquisition vidéo ne peut en effet se faire qu'avec le système VICON (système de mesure et d'enregistrement vidéo); quant à la création du modèle, et à l'utilisation même de l'application, elle ne peut se réaliser que sous le logiciel ADAMS (modélisation mécanique du mouvement).

Au total, le coût d'une telle installation revient au minimum à 8000 \$.

## 4.2. SIMM musclographics

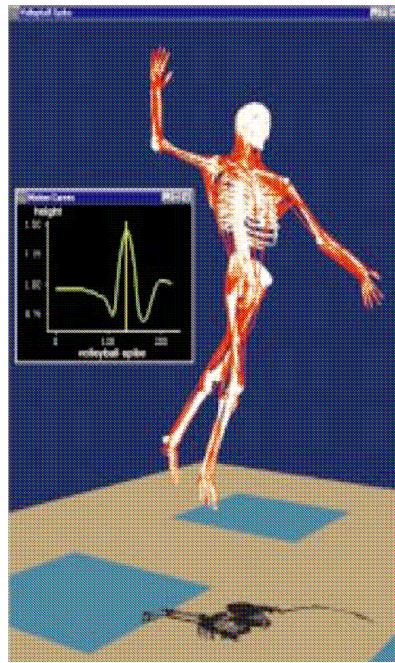
SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling), réalisé par la société Musclographics, Inc, est un logiciel d'analyse des mouvements humains utilisant la modélisation des os et des muscles et des tendons.

J'ai pu obtenir une version d'essai de ce logiciel.

Ce programme permet de produire un modèle humain masculin comprenant 117 articulations, 86 degrés de liberté et 344 muscles et tendons. Ce modèle n'autorise pas beaucoup de changements (mis à part quelques variations possibles de tailles de muscles, ou d'angulations limites d'articulations) : il est donc peu adapté à l'étude de différentes morphologies. Notons que l'accès aux modifications que l'on voudrait apporter n'est pas très facile. On peut aussi créer un modèle en important un fichier vidéo. SIMM accepte des formats assez divers (TRC, TRB, ANB, ANC, XLS), mais l'acquisition nécessite de placer des repères sur le sujet. D'autre part, il faut acheter un module supplémentaire pour pouvoir importer les fichiers vidéos.

Enfin, on peut importer un enregistrement d'électromyogramme afin de rendre plus réaliste les mouvements induits par chaque muscle (mais cette option est aussi payante).

Une fois le modèle créé, on peut simuler un mouvement et on accède à des résultats de forces musculaires développées et moments articulaires. Un module supplémentaire permet des calculs en dynamique.



**Figure 26 : SIMM Musculographics**

Encore une fois, le prix de cette solution est rédhibitoire : le prix de l'ensemble approche en effet les 25 000 dollars (même si on nous annonce des possibilités de réduction pouvant aller jusqu'à 90% pour les écoles et universités).

Cette solution peut encore s'améliorer au niveau de l'ergonomie et de la facilité d'utilisation ; le réalisme est aussi perfectible, des améliorations sont d'ailleurs programmées dans la prochaine version.

Enfin, le système requiert de l'appareillage informatique conséquent pour pouvoir être utilisé de manière pratique ; il faut par exemple 800 heures de calculs sur un processeur simple IBM RS/6000 pour obtenir le pattern de production musculaire nécessaire pour générer un saut en hauteur (on tombe à « seulement » 23 heures si on utilise 128 processeurs en parallèle...).

## 5. Calcul en dynamique inverse

Rappel du principe fondamental de la dynamique au point A quelconque :

$$\begin{cases} \sum \vec{F}_{ext} = m \cdot \vec{\Gamma}_G \\ \sum \vec{M}_{ext}^A = \vec{\delta}(A) = \frac{d}{dt} [\bar{\bar}{I}(A) \cdot \vec{\Omega}] \end{cases}$$

Avec :

- G centre de gravité du système
- A point quelconque
- $\vec{\Gamma}_G$  accélération au centre de gravité :  $\vec{\Gamma}_G = \frac{d}{dt^2}(\overrightarrow{CG})$  avec C centre du repère fixe
- m masse du système
- $\vec{\delta}(A)$  moment dynamique en A
- $\bar{\bar}{I}(A)$  matrice d'inertie du système en A
- $\vec{\Omega}$  vecteur rotation du système

-Hypothèses de départ :

Le pied est fixé à la pédale, en un point  $O_3$ , où on peut mesurer le torseur des actions de contact entre le pied et la pédale. Les segments sont notés  $S_1$  à  $S_3$ , de longueur  $a_1$  à  $a_3$ , de masse  $M_1$  à  $M_3$ , et les centres de masses  $G_1$  à  $G_3$  étant situés à des distances  $\ell_1$  à  $\ell_3$  des centres de rotation  $O$  à  $O_3$  (cf. figure).

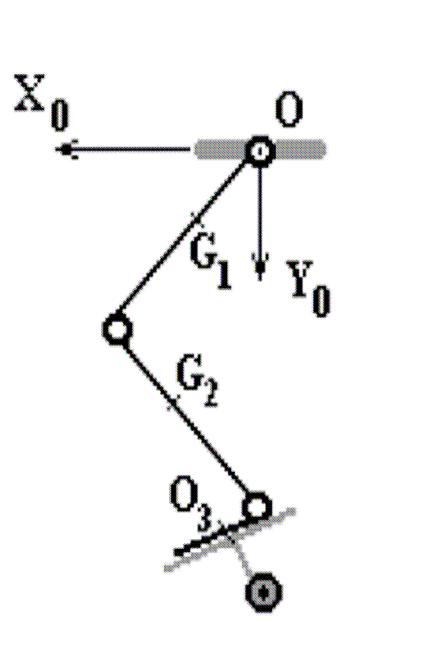


Figure 27 : modélisation du membre inférieur en trois segments  $S_1$  à  $S_3$

Pour la cuisse, la répartition des masses est modélisée par M1 en G1 et  $\overrightarrow{O_1G_1} = -\ell_1 \vec{X}_1$

Les inerties sont négligées.

Le torseur d'actions au genou est défini comme suit, et supposé connu :

$$\begin{cases} \vec{F}_{1/2} = \begin{pmatrix} X_G \\ Y_G \\ 0 \end{pmatrix}_{R1} \\ \overrightarrow{M(O_1)}_{1/2} = M_G \vec{Z}_1 \end{cases}$$

- Paramétrage du système selon la convention de Denavit-Hartenberg :

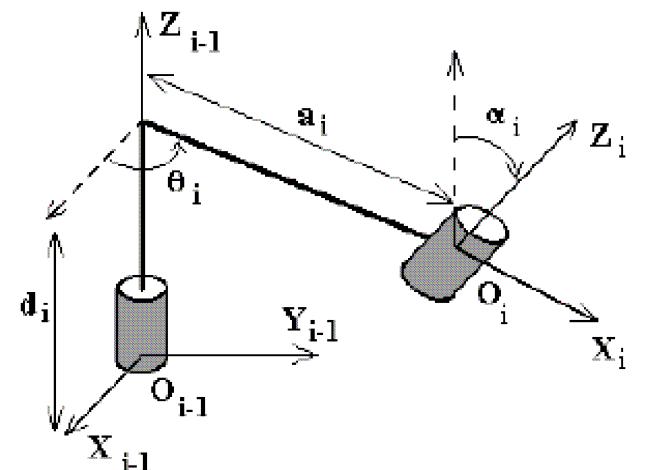
Le formalisme de Denavit-Hartenberg nécessite la décomposition de la chaîne cinématique en n segments élémentaires, le passage d'un segment au suivant ne faisant intervenir qu'un seul degré de liberté. Il utilise un nombre minimum de paramètres (4) pour définir la forme géométrique d'un segment et sa position relative par rapport au précédent dans la chaîne : deux paramètres décrivent la forme du segment ( $a_i$  et  $\alpha_i$ ), deux autres décrivent sa position ou son orientation ( $d_i$  et  $\theta_i$ ).

Ces paramètres sont définis en respectant les conventions suivantes :

$\overrightarrow{Z_{i-1}}$  axe de la liaison entre les segments Si-1 et Si.

$\overrightarrow{X_i}$  perpendiculaire commune aux axes  $\overrightarrow{Z_{i-1}}$  et  $\overrightarrow{Z_i}$ .

$d_i$  : écart entre origines successives suivant l'axe d'articulation.



$\theta_i$  : angle entre les axes  $\overrightarrow{X_{I-1}}$  et  $\overrightarrow{X_I}$ , défini suivant  $\overrightarrow{Z_{I-1}}$ .

$a_i$  : distance entre origines successives suivant  $\overrightarrow{X_I}$ .

$\alpha_i$  : angle entre les axes  $\overrightarrow{Z_{I-1}}$  et  $\overrightarrow{Z_I}$ , défini suivant  $\overrightarrow{X_I}$ .

En utilisant cette convention, l'opérateur homogène élémentaire permettant de passer du repère  $R_{i-1}$  au repère  $R_i$  s'écrit :

$${}_{i-1}^i T = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cdot \cos \alpha_i & \sin \theta_i \cdot \sin \alpha_i & a_i \cdot \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cdot \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \cdot \sin \alpha_i & a_i \cdot \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Pour une articulation rotatoire :  $\theta_i$  variable,  $d_i$  constant.

(Pour une articulation prismatique :  $\theta_i$  constant,  $t_i$  variable).

Paramétrons maintenant notre système :

Segment	d	$\theta$	a	$\alpha$	
S1	0	$\theta_1$	$a_1$	0	hanche
S2	0	$\theta_2$	$a_2$	0	genou
S3	0	$\theta_3$	$a_3$	0	cheville

Tableau 2 : Paramétrage du système

Ici tous les  $d_i$  sont nuls, car toutes les rotations s'effectuent dans le même plan. De même les angles  $\alpha$  sont nuls car on fait l'hypothèse que les axes  $Z_i$  sont parallèles.

- Écriture des matrices homogènes élémentaires, puis calcul du modèle géométrique direct :

$${}^0_1\mathbf{T} = \begin{bmatrix} \mathbf{X}_1 & \mathbf{Y}_1 & \mathbf{Z}_1 & \mathbf{O}\mathbf{O}_1 \\ \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & a_1 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & a_1 \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1_2\mathbf{T} = \begin{bmatrix} \mathbf{X}_2 & \mathbf{Y}_2 & \mathbf{Z}_2 & \mathbf{O}_1\mathbf{O}_2 \\ \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & a_2 \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & a_2 \sin \theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2_3\mathbf{T} = \begin{bmatrix} \mathbf{X}_3 & \mathbf{Y}_3 & \mathbf{Z}_3 & \mathbf{O}_2\mathbf{O}_3 \\ \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 & a_3 \cos \theta_3 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 & a_3 \sin \theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Or :  ${}^0_3\mathbf{T} = {}^0_1\mathbf{T} \cdot {}^1_2\mathbf{T} \cdot {}^2_3\mathbf{T}$

Donc :

$${}^0_3\mathbf{T} = \begin{bmatrix} \mathbf{X}_3 & \mathbf{Y}_3 & \mathbf{Z}_3 & \mathbf{O}\mathbf{O}_3 \\ \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & a_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + a_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & a_1 \sin \theta_1 + a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + a_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- Calcul des actions mécaniques au niveau de la hanche :

à l'instant t considéré :

$$\left[ \Phi_{2/1} \right]_{R0}$$

à évaluer

On suit une procédure en 5 étapes :

i=1 (cuisse):

1. Recherche de la matrice vitesse et accélération du segment cuisse dans le repère fixe

$$[\mathbf{W}_{1/0}]_{R0} = {}^0\dot{\mathbf{T}} \cdot ({}^0_1\mathbf{T})^{-1} \quad \text{et} \quad [\mathbf{H}_{1/0}]_{R0} = {}^0\ddot{\mathbf{T}} \cdot ({}^0_1\mathbf{T})^{-1}$$

2. Calcul de la « pseudo matrice d'inertie » :

$$[\mathbf{J}_1]_{R0} = {}^0_1\mathbf{T} \cdot [\mathbf{J}_1]_{E1} \cdot ({}^0_1\mathbf{T})^t$$

3. Calcul du torseur dynamique :

$$[\mathbf{A}_{1/0}]_{R0} = [\mathbf{H}_{1/0}]_{R0} \cdot [\mathbf{J}_1]_{R0} - [\mathbf{J}_1]_{R0} \cdot [\mathbf{H}_{1/0}]_{R0}^t$$

**4.** Calcul du torseur d'action de la pesanteur :

$$[\Phi_{P/1}]_{R0} = [\mathbf{H}_S]_{R0} \cdot [J_1]_{R0} - [J_1]_{R0} \cdot [\mathbf{H}_S]^t_{R0}$$

**5.** Écriture du torseur dynamique du segment S1  $\Rightarrow$  torseur d'actions intersegmentaires :

$$[\Phi_{0/1}]_{R0} = [\mathbf{A}_{1/0}]_{R0} - [\Phi_{2/1}]_{R0} - [\Phi_{P/1}]_P$$

$$\begin{cases} \vec{F}_{1/2} = \begin{pmatrix} X_G \\ Y_G \\ 0 \end{pmatrix}_{R1} \\ \overrightarrow{M(O_1)}_{1/2} = M_G \vec{Z}_1 \end{cases} \quad \longrightarrow \quad [\phi_{2/1}]_{R1} = \begin{bmatrix} 0 & M_G & 0 & -X_G \\ -M_G & 0 & 0 & -Y_G \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ X_G & Y_G & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$[\Phi_{2/1}]_{R0} = {}^0_1 T \cdot [\Phi_{2/1}]_{R1} \cdot ({}^0_1 T)^t$$

$$\begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 & a_1 \cos\theta_1 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & a_1 \sin\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \bullet \begin{bmatrix} 0 & M_G & 0 & -X_G \\ -M_G & 0 & 0 & -Y_G \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ X_G & Y_G & 0 & 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_G \cdot \sin\theta_1 + a_1 \cdot X_G \cdot \cos\theta_1 & M_G \cdot \cos\theta_1 + a_1 \cdot Y_G \cdot \cos\theta_1 & 0 & -X_G \cdot \cos\theta_1 + Y_G \cdot \sin\theta_1 \\ -M_G \cdot \cos\theta_1 + a_1 \cdot X_G \cdot \sin\theta_1 & M_G \cdot \sin\theta_1 + a_1 \cdot Y_G \cdot \sin\theta_1 & 0 & -X_G \cdot \sin\theta_1 - Y_G \cdot \cos\theta_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ X_G & Y_G & 0 & 0 \end{bmatrix} \bullet \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & \sin\theta_1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ a_1 \cos\theta_1 & a_1 \sin\theta_1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$[\Phi_{2/1}]_{R0} = \begin{bmatrix} 0 & M_G + a_1 Y_G & 0 & -X_G \cdot \cos\theta_1 + Y_G \cdot \sin\theta_1 \\ -M_G - a_1 Y_G & 0 & 0 & -X_G \cdot \sin\theta_1 - Y_G \cdot \cos\theta_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ X_G \cdot \cos\theta_1 - Y_G \cdot \sin\theta_1 & X_G \cdot \sin\theta_1 + Y_G \cdot \cos\theta_1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

### 1. Matrice vitesse et accélération du segment cuisse dans le repère fixe :

$$[W_{1/0}]_{R0} = \begin{pmatrix} {}^0\dot{\mathbf{T}} \\ {}^1\dot{\mathbf{T}} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} {}^0\mathbf{T} \\ {}^1\mathbf{T} \end{pmatrix}^{-1} = \begin{bmatrix} -\sin\theta_1 \dot{\theta}_1 & -\cos\theta_1 \dot{\theta}_1 & 0 & -a_1 \cdot \sin\theta_1 \dot{\theta}_1 \\ \cos\theta_1 \dot{\theta}_1 & -\sin\theta_1 \dot{\theta}_1 & 0 & a_1 \cdot \cos\theta_1 \dot{\theta}_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \bullet \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & \sin\theta_1 & 0 & -a_1 \\ -\sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \dot{\theta}_1$$

$$[H_{1/0}]_{R0} = \begin{pmatrix} {}^0\ddot{T} \\ {}^1\ddot{T} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} {}^0T \\ {}^1T \end{pmatrix}^{-1} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \ddot{\theta}_1 + \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \dot{\theta}_1^2$$

## 2. Matrice « pseudo-inertie » dans le repère R1 :

Rappelons que pour la cuisse, la répartition des masses est modélisée par M1 en G1 et  $\overrightarrow{O_1G_1} = -\ell_1 \vec{X}_1$   
Les inerties sont négligées.

$$S = 0$$

$$[J_1]_{R1} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & -M_1\ell_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -M_1\ell_1 & 0 & 0 & M_1 \end{bmatrix}$$

Dans R0 :

$$[\mathbf{J}_1]_{R0} = {}^0_1\mathbf{T} \cdot [\mathbf{J}_1]_{R1} \cdot ({}^0_1\mathbf{T})^t$$

$$\begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & a_1 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & a_1 \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \bullet \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & -M_1 \ell_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -M_1 \ell_1 & 0 & 0 & M_1 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} -M_1 \ell_1 a_1 \cos \theta_1 & 0 & 0 & M_1(-\ell_1 \cos \theta_1 + a_1 \cos \theta_1) \\ -M_1 \ell_1 a_1 \sin \theta_1 & 0 & 0 & M_1(-\ell_1 \sin \theta_1 + a_1 \sin \theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -M_1 \ell_1 & 0 & 0 & M_1 \end{bmatrix} \bullet \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & \sin \theta_1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ a_1 \cos \theta_1 & a_1 \sin \theta_1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$[\mathbf{J}_1]_{R0} = \begin{bmatrix} M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \cos^2 \theta_1 & M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin \theta_1 \cos \theta_1 & 0 & M_1 (\ell_1 \cos \theta_1 + a_1 \cos \theta_1) \\ M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin \theta_1 \cos \theta_1 & M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin^2 \theta_1 & 0 & M_1 (\ell_1 \sin \theta_1 + a_1 \sin \theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ M_1 (a_1 - \ell_1) \cos \theta_1 & M_1 (a_1 - \ell_1) \sin \theta_1 & 0 & M_1 \end{bmatrix}$$

**3. Torseur dynamique de la cuisse dans le repère fixe :**

$$[\mathbf{A}_{1/0}]_{R0} = [\mathbf{H}_{1/0}]_{R0} \cdot [\mathbf{J}_1]_{R0} - [\mathbf{J}_1]_{R0} \cdot [\mathbf{H}_{1/0}]_{R0}^t$$

$$[\mathbf{H}_{1/0}]_{R0} \cdot [\mathbf{J}_1]_{R0} = \begin{bmatrix} -\dot{\theta}_1^2 & -\ddot{\theta}_1 & 0 & 0 \\ \ddot{\theta}_1 & -\dot{\theta}_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \bullet \begin{bmatrix} M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \cos \theta_1^2 & M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin \theta_1 \cos \theta_1 & 0 & M_1 (\ell_1 \cos \theta_1 + a_1 \cos \theta_1) \\ M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin \theta_1 \cos \theta_1 & M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin \theta_1^2 & 0 & M_1 (\ell_1 \sin \theta_1 + a_1 \sin \theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ M_1 (a_1 - \ell_1) \cos \theta_1 & M_1 (a_1 - \ell_1) \sin \theta_1 & 0 & M_1 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} -M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) c \theta_1^2 \dot{\theta}_1^2 - M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \ddot{\theta}_1 & -M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \dot{\theta}_1^2 - M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1^2 \ddot{\theta}_1 & 0 & -M_1 (\ell_1 c \theta_1 + a_1 c \theta_1) \dot{\theta}_1^2 - M_1 (\ell_1 s \theta_1 + a_1 s \theta_1) \ddot{\theta}_1 \\ M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) c \theta_1^2 \ddot{\theta}_1 - M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \dot{\theta}_1^2 & M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \ddot{\theta}_1 - M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1^2 \dot{\theta}_1^2 & 0 & M_1 (\ell_1 c \theta_1 + a_1 c \theta_1) \ddot{\theta}_1 - M_1 (\ell_1 s \theta_1 + a_1 s \theta_1) \dot{\theta}_1^2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$\begin{aligned}
[\mathbf{J}_1]_{R0} \cdot [\mathbf{H}_{1/0}]_{R0}^t &= \begin{bmatrix} M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \cos \theta_1^2 & M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin \theta_1 \cos \theta_1 & 0 & M_1 (\ell_1 \cos \theta_1 + a_1 \cos \theta_1) \\ M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin \theta_1 \cos \theta_1 & M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin \theta_1^2 & 0 & M_1 (\ell_1 \sin \theta_1 + a_1 \sin \theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ M_1 (a_1 - \ell_1) \cos \theta_1 & M_1 (a_1 - \ell_1) \sin \theta_1 & 0 & M_1 \end{bmatrix} \bullet \begin{bmatrix} -\dot{\theta}_1^2 & \ddot{\theta}_1 & 0 & 0 \\ -\ddot{\theta}_1 & -\dot{\theta}_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \\
&= \begin{bmatrix} -M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) c \theta_1^2 \dot{\theta}_1^2 - M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \ddot{\theta}_1 & -M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \dot{\theta}_1^2 + M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) c \theta_1^2 \ddot{\theta}_1 & 0 & 0 \\ -M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1^2 \dot{\theta}_1^2 - M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \dot{\theta}_1^2 & M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \ddot{\theta}_1 - M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1^2 \dot{\theta}_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -M_1 (a_1 - \ell_1) c \theta_1 \dot{\theta}_1^2 - M_1 (a_1 - \ell_1) s \theta_1 \ddot{\theta}_1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

$$[\mathbf{A}_{1/0}]_{R0} = [\mathbf{H}_{1/0}]_{R0} \cdot [\mathbf{J}_1]_{R0} - [\mathbf{J}_1]_{R0} \cdot [\mathbf{H}_{1/0}]_{R0}^t$$

$$= \begin{bmatrix} -M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) c \theta_1^2 \dot{\theta}_1^2 - M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \ddot{\theta}_1 & -M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \dot{\theta}_1^2 - M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1^2 \ddot{\theta}_1 & 0 & -M_1 (\ell_1 c \theta_1 + a_1 c \theta_1) \dot{\theta}_1^2 - M_1 (\ell_1 s \theta_1 + a_1 s \theta_1) \ddot{\theta}_1 \\ M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) c \theta_1^2 \ddot{\theta}_1 - M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \dot{\theta}_1^2 & M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \ddot{\theta}_1 - M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1^2 \dot{\theta}_1^2 & 0 & M_1 (\ell_1 c \theta_1 + a_1 c \theta_1) \ddot{\theta}_1 - M_1 (\ell_1 s \theta_1 + a_1 s \theta_1) \dot{\theta}_1^2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$- \begin{bmatrix} -M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) c \theta_1^2 \dot{\theta}_1^2 - M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \ddot{\theta}_1 & -M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \dot{\theta}_1^2 + M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) c \theta_1^2 \ddot{\theta}_1 & 0 & 0 \\ -M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1^2 \ddot{\theta}_1 - M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \dot{\theta}_1^2 & M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1 c \theta_1 \ddot{\theta}_1 - M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) s \theta_1^2 \dot{\theta}_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -M_1 (a_1 - \ell_1) c \theta_1 \dot{\theta}_1^2 - M_1 (a_1 - \ell_1) s \theta_1 \ddot{\theta}_1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$[\mathbf{A}_{1/0}]_{R0} = \begin{bmatrix} 0 & -M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \ddot{\theta}_1 & 0 & -M_1 (\ell_1 c \theta_1 + a_1 c \theta_1) \dot{\theta}_1^2 - M_1 (\ell_1 s \theta_1 + a_1 s \theta_1) \ddot{\theta}_1 \\ M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \ddot{\theta}_1 & 0 & 0 & M_1 (\ell_1 c \theta_1 + a_1 c \theta_1) \ddot{\theta}_1 - M_1 (\ell_1 s \theta_1 + a_1 s \theta_1) \dot{\theta}_1^2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ M_1 a_1 (a_1 - \ell_1) c \theta_1 \dot{\theta}_1^2 - M_1 a_1 (a_1 - \ell_1) s \theta_1 \ddot{\theta}_1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

**4. Calcul du torseur d'action de la pesanteur :**

$$[\Phi_{P/1}]_{R0} = [\mathbf{H}_g]_{R0} \cdot [\mathbf{J}_1]_{R0} - [\mathbf{J}_1]_{R0} \cdot [\mathbf{H}_g]_{R0}^t$$

$$\begin{aligned}
& \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & g \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \cos^2 \theta_1 & M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin \theta_1 \cos \theta_1 & 0 & M_1 (\ell_1 \cos \theta_1 + a_1 \cos \theta_1) \\ M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin \theta_1 \cos \theta_1 & M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin^2 \theta_1 & 0 & M_1 (\ell_1 \sin \theta_1 + a_1 \sin \theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ M_1 (a_1 - \ell_1) \cos \theta_1 & M_1 (a_1 - \ell_1) \sin \theta_1 & 0 & M_1 \end{bmatrix} \\
&= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ M_1 (a_1 - \ell_1) \cos \theta_1 \cdot g & M_1 (a_1 - \ell_1) \sin \theta_1 \cdot g & 0 & M_1 \cdot g \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

$$\begin{bmatrix} M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \cos \theta_1^2 & M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin \theta_1 \cos \theta_1 & 0 & M_1 (\ell_1 \cos \theta_1 + a_1 \cos \theta_1) \\ M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin \theta_1 \cos \theta_1 & M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \sin \theta_1^2 & 0 & M_1 (\ell_1 \sin \theta_1 + a_1 \sin \theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ M_1 (a_1 - \ell_1) \cos \theta_1 & M_1 (a_1 - \ell_1) \sin \theta_1 & 0 & M_1 \end{bmatrix} \bullet \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & g & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} = [0]$$

$$[\Phi_{P/1}]_{R0} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ M_1 (a_1 - \ell_1) \cos \theta_1 \cdot g & M_1 (a_1 - \ell_1) \sin \theta_1 \cdot g & 0 & M_1 \cdot g \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

## 5. Équilibre dynamique du segment S1 :

$$[\Phi_{0/1}]_{R0} = [\mathbf{A}_{1/0}]_{R0} - [\Phi_{2/1}]_{R0} - [\Phi_{P/1}]_{R0}$$

$$[\Phi_{0/1}]_{R0} = \begin{bmatrix} 0 & -M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \ddot{\theta}_1 & 0 & -M_1 (\ell_1 c \theta_1 + a_1 c \theta_1) \dot{\theta}_1^2 - M_1 (\ell_1 s \theta_1 + a_1 s \theta_1) \ddot{\theta}_1 \\ M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \ddot{\theta}_1 & 0 & 0 & M_1 (\ell_1 c \theta_1 + a_1 c \theta_1) \ddot{\theta}_1 - M_1 (\ell_1 s \theta_1 + a_1 s \theta_1) \dot{\theta}_1^2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ M_1 a_1 (a_1 - \ell_1) c \theta_1 \dot{\theta}_1^2 - M_1 a_1 (a_1 - \ell_1) s \theta_1 \ddot{\theta}_1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$-\begin{bmatrix} 0 & M_g + a_1 Y_g & 0 & -X_g \cdot \cos \theta_1 + Y_g \cdot \sin \theta_1 \\ -M_g - a_1 Y_g & 0 & 0 & -X_g \cdot \sin \theta_1 - Y_g \cdot \cos \theta_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ X_g \cdot \cos \theta_1 - Y_g \cdot \sin \theta_1 & X_g \cdot \sin \theta_1 + Y_g \cdot \cos \theta_1 & 0 & 0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ M_1 (a_1 - \ell_1) \cos \theta_1 \cdot g & M_1 (a_1 - \ell_1) \sin \theta_1 \cdot g & 0 & M_1 \cdot g \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

⇒ Torseurs d'actions mécaniques à la hanche :

Le torseur dynamique se présentera sous la forme :

$$[\Phi_{0/1}]_{R0} = \begin{bmatrix} [\tilde{\delta}_{0/1}(0)] & \overrightarrow{\sum_{0/1}} \\ -\overrightarrow{\sum_{0/1}}^\tau & 0 \end{bmatrix}$$

c'est-à-dire :

$$[\Phi_{0/1}]_{R0} = \begin{bmatrix} \text{moment dynamique résultant} & \text{résultante dynamique} \\ -\text{transposée de la résultante dynamique} & 0 \end{bmatrix}$$

Finalement on obtient :

$$[\Phi_{0/1}]_{R0} = \begin{bmatrix} 0 & -M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \ddot{\theta}_1 - M_G - a_1 Y_G & 0 & -M_1 (\ell_1 c \theta_1 + a_1 c \theta_1) \dot{\theta}_1^2 - M_1 (\ell_1 s \theta_1 + a_1 s \theta_1) \ddot{\theta}_1 + X_G c \theta_1 - Y_G s \theta_1 \\ M_1 a_1 (a_1 - 2\ell_1) \ddot{\theta}_1 + M_G + a_1 Y_G - M_1 (a_1 - \ell_1) c \theta_1 \cdot g & -M_1 (a_1 - \ell_1) s \theta_1 \cdot g & 0 & M_1 (\ell_1 c \theta_1 + a_1 c \theta_1) \ddot{\theta}_1 - M_1 (\ell_1 s \theta_1 + a_1 s \theta_1) \dot{\theta}_1^2 + X_G s \theta_1 + Y_G c \theta_1 - M_1 \cdot g \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ M_1 a_1 (a_1 - \ell_1) c \theta_1 \dot{\theta}_1^2 - M_1 a_1 (a_1 - \ell_1) s \theta_1 \ddot{\theta}_1 - X_G c \theta_1 + Y_G s \theta_1 & -X_G s \theta_1 - Y_G c \theta_1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Avec :

- $M_i$  = masse des segments i ;
- $Mg$  = intensité du moment dynamique de force au niveau du genou ;

Rappelons qu'en dynamique, le moment des forces est donnée par la dérivée du moment cinétique par rapport au temps ; le moment cinétique est quant à lui obtenu par le produit du moment cinétique ( $J$ ) par le vecteur vitesse angulaire ; enfin précisons le calcul du moment cinétique :  $J = \sum r_i^2 m_i$

- $a$  = longueur des segments ;
- $\ell_i$  = distance entre les centres de masse  $G_i$  et les centres de rotation  $O_i$  ;
- $\theta$  = angle (avec vitesses angulaires, et accélérations angulaires associées) ;
- $X_G$  = composante suivant  $X_0$  de la résultante de force d'action sur le genou ;
- $Y_G$  = composante suivant  $Y_0$  de la résultante de force d'action sur le genou ;
- $c$  = cosinus ;
- $s$  = sinus ;
- $g$  = accélération de la pesanteur ( $9.81 \text{m.s}^{-2}$ ).

## 6. Fiche d'évaluation de la perception

Nom :	Taille :	Poids :																																																																			
Puissance à développer : Longueur/diamètre cuisse :	Cadence de pédalage : Longueur/diamètre jambe :																																																																				
<b>ERGONOMIE SUR POSTE</b>																																																																					
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: center;">Critères</th> <th style="text-align: center;">Position base</th> <th style="text-align: center;">Position corrigée</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>Selle</td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Main D</td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Main G</td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Pied D</td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Pied G</td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Lombaires</td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Tête</td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Respiration</td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Pédalage</td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Confort</td><td></td><td></td></tr> </tbody> </table>			Critères	Position base	Position corrigée	Selle			Main D			Main G			Pied D			Pied G			Lombaires			Tête			Respiration			Pédalage			Confort																																				
Critères	Position base	Position corrigée																																																																			
Selle																																																																					
Main D																																																																					
Main G																																																																					
Pied D																																																																					
Pied G																																																																					
Lombaires																																																																					
Tête																																																																					
Respiration																																																																					
Pédalage																																																																					
Confort																																																																					
(mettre à chaque fois une note sur 10 ; 10 = ergonomie parfaite, 0=ergonomie nulle)																																																																					
<b>INTENSITÉ DE L'EFFORT : CR10</b>																																																																					
<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="width: 5%;">0</td><td>Nothing at all</td></tr> <tr><td>0,3</td><td></td></tr> <tr><td>0,5</td><td>Extremely weak</td></tr> <tr><td>1</td><td>Very weak</td></tr> <tr><td>1,5</td><td></td></tr> <tr><td>2</td><td>Weak</td></tr> <tr><td>2,5</td><td></td></tr> <tr><td>3</td><td>Moderate</td></tr> <tr><td>4</td><td></td></tr> <tr><td>5</td><td>Strong</td></tr> <tr><td>6</td><td></td></tr> <tr><td>7</td><td>Very strong</td></tr> <tr><td>8</td><td></td></tr> <tr><td>9</td><td></td></tr> <tr><td>10</td><td>Extremely strong</td></tr> <tr><td>11</td><td></td></tr> <tr><td>12</td><td>Absolute maximum</td></tr> </table>	0	Nothing at all	0,3		0,5	Extremely weak	1	Very weak	1,5		2	Weak	2,5		3	Moderate	4		5	Strong	6		7	Very strong	8		9		10	Extremely strong	11		12	Absolute maximum	<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="width: 5%;">0</td><td>Rien du tout</td></tr> <tr><td>0,3</td><td></td></tr> <tr><td>0,5</td><td>Extrêmement faible</td></tr> <tr><td>1</td><td>Très faible</td></tr> <tr><td>1,5</td><td></td></tr> <tr><td>2</td><td>Faible</td></tr> <tr><td>2,5</td><td></td></tr> <tr><td>3</td><td>Modéré</td></tr> <tr><td>4</td><td></td></tr> <tr><td>5</td><td>Fort</td></tr> <tr><td>6</td><td></td></tr> <tr><td>7</td><td>Très fort</td></tr> <tr><td>8</td><td></td></tr> <tr><td>9</td><td></td></tr> <tr><td>10</td><td>Extrêmement fort</td></tr> <tr><td>11</td><td></td></tr> <tr><td>12</td><td>Maximum absolu</td></tr> </table>	0	Rien du tout	0,3		0,5	Extrêmement faible	1	Très faible	1,5		2	Faible	2,5		3	Modéré	4		5	Fort	6		7	Très fort	8		9		10	Extrêmement fort	11		12	Maximum absolu
0	Nothing at all																																																																				
0,3																																																																					
0,5	Extremely weak																																																																				
1	Very weak																																																																				
1,5																																																																					
2	Weak																																																																				
2,5																																																																					
3	Moderate																																																																				
4																																																																					
5	Strong																																																																				
6																																																																					
7	Very strong																																																																				
8																																																																					
9																																																																					
10	Extremely strong																																																																				
11																																																																					
12	Absolute maximum																																																																				
0	Rien du tout																																																																				
0,3																																																																					
0,5	Extrêmement faible																																																																				
1	Très faible																																																																				
1,5																																																																					
2	Faible																																																																				
2,5																																																																					
3	Modéré																																																																				
4																																																																					
5	Fort																																																																				
6																																																																					
7	Très fort																																																																				
8																																																																					
9																																																																					
10	Extrêmement fort																																																																				
11																																																																					
12	Maximum absolu																																																																				
Notes : Position 1 : Position 2 : Position 3 :																																																																					

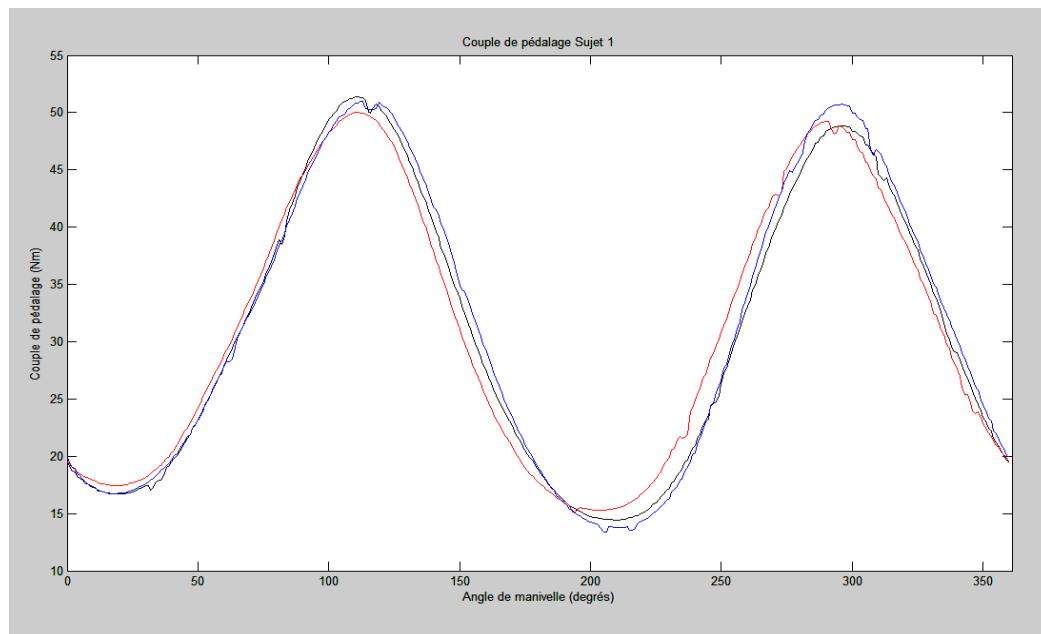
**Figure 28 : Fiche d'évaluation perceptive**

## 7. Résultats expérimentaux

### a) Couples moteurs

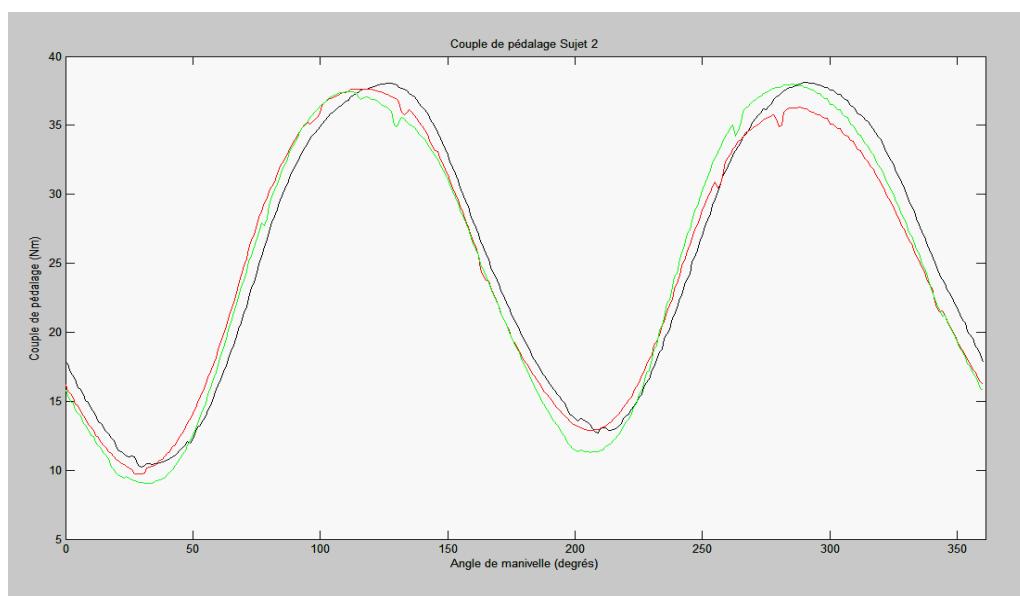
Sur tous les graphiques, le moment enregistré lors de la position de base du cycliste est figuré en noir ; les résultats associés aux positions avancées sont représentés en bleu, ceux associés aux positions reculées sont tracés en rouge (et en vert si on recule deux fois la selle).

**SUJET 1 :** modification 1 : reculé (-2); modification 2 : avancé (+1)



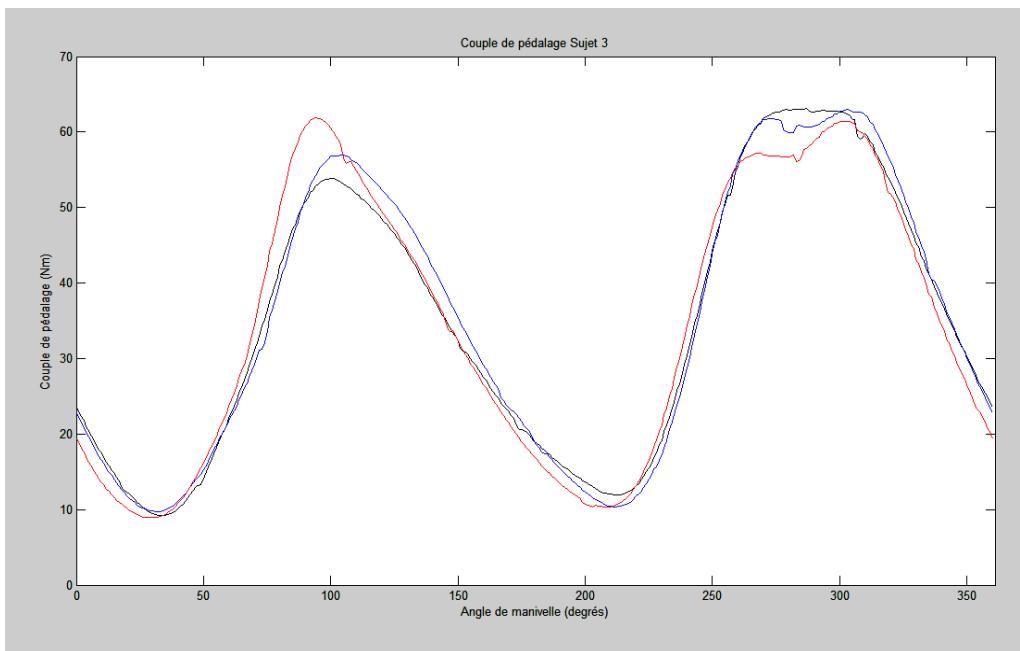
**Figure 29 : évolution du couple de pédalage en fonction de l'angle de la pédale du sujet 1**

**SUJET 2 :** modification 1 : reculé (-1) ; modification 2 : reculé (-3)



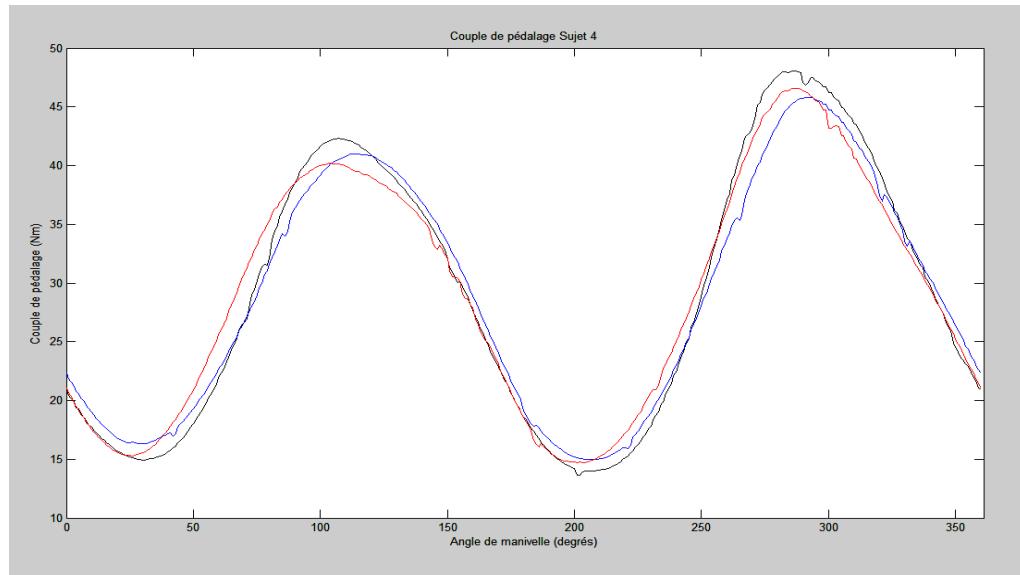
**Figure 30 :** évolution du couple de pédalage en fonction de l'angle de la pédale du sujet 2

**SUJET 3 :** modification 1 : avancé (+1); modification 2 : reculé (-2)



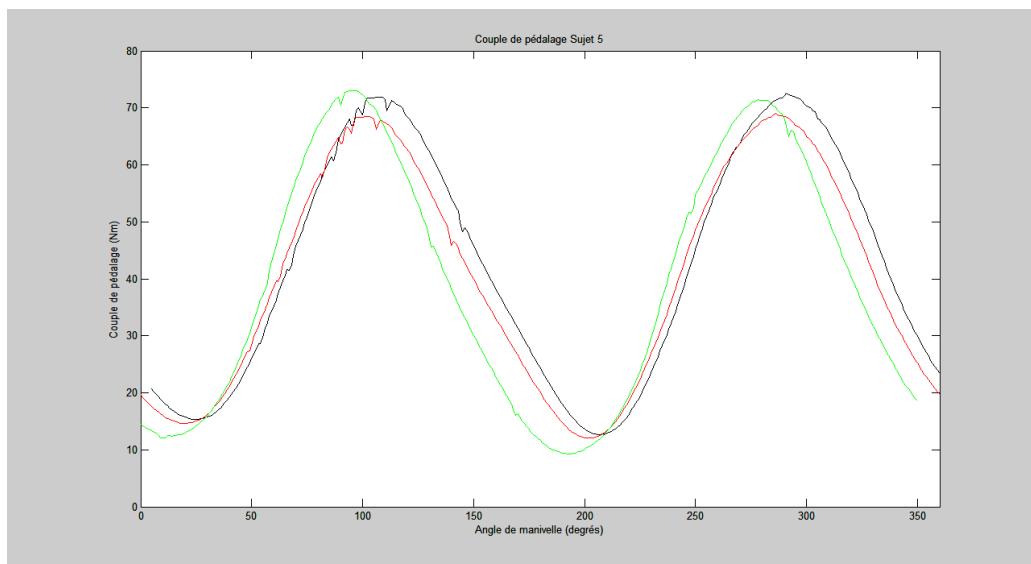
**Figure 31 :** évolution du couple de pédalage en fonction de l'angle de la pédale du sujet 3

**SUJET 4 : modification 1 : avancé (+1) ; modification 2 : reculé (-2)**



**Figure 32 : évolution du couple de pédalage en fonction de l'angle de la pédale du sujet 4**

**SUJET 5 : modification 1 : reculé (-1.5) ; modification 2 : reculé (-4.5)**



**Figure 33 : évolution du couple de pédalage en fonction de l'angle de la pédale du sujet 5**

## b) Analyse vidéo

Tous les graphiques ont été tracés à partir de valeurs moyennes calculées sur dix cycles de pédalage.

- Tracé des variations des trois angles intersegmentaires  $\theta_1$  (en noir),  $\theta_2$  (en rouge), et  $\theta_3$  (en vert), en fonction de l'angle de la manivelle, pour chaque sujet en positionnement initial :

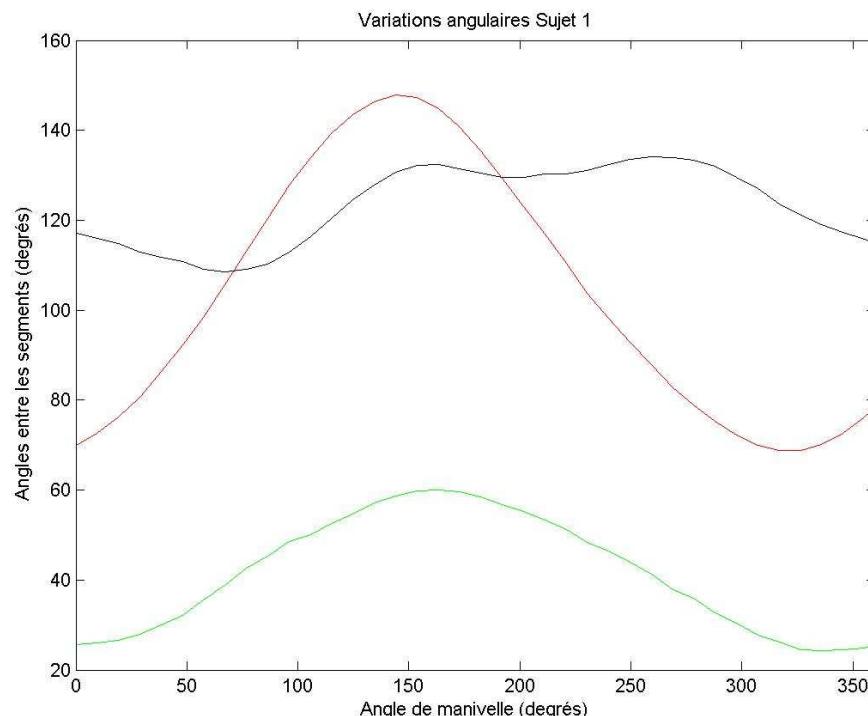
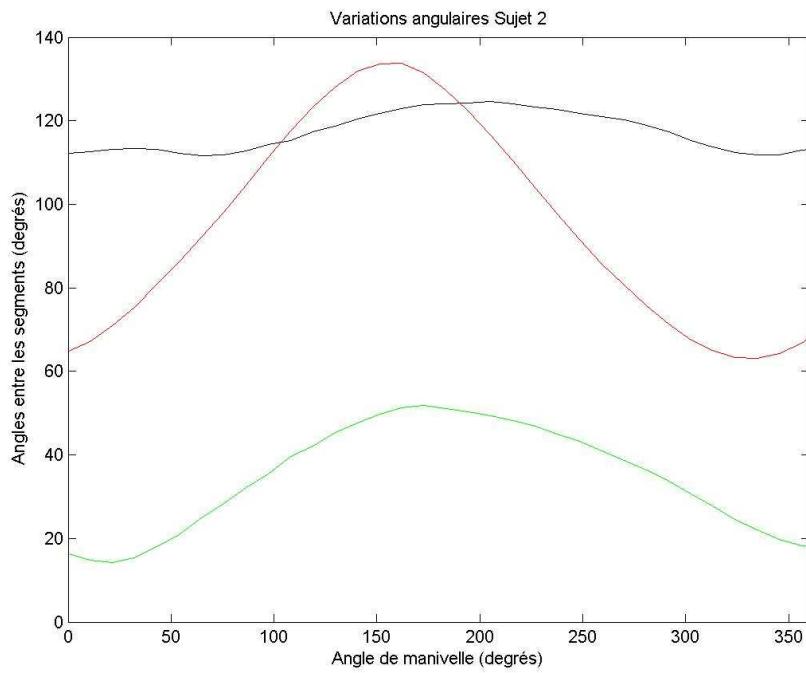
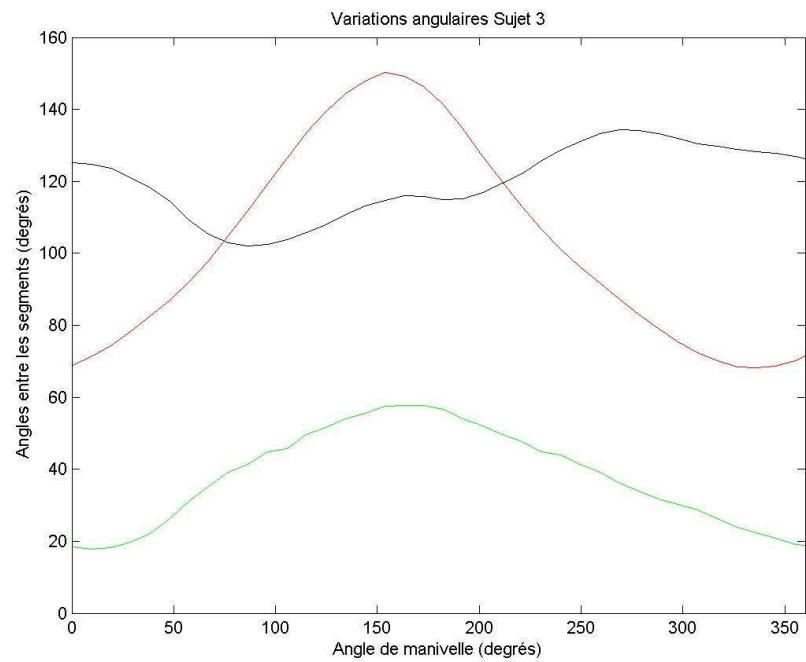


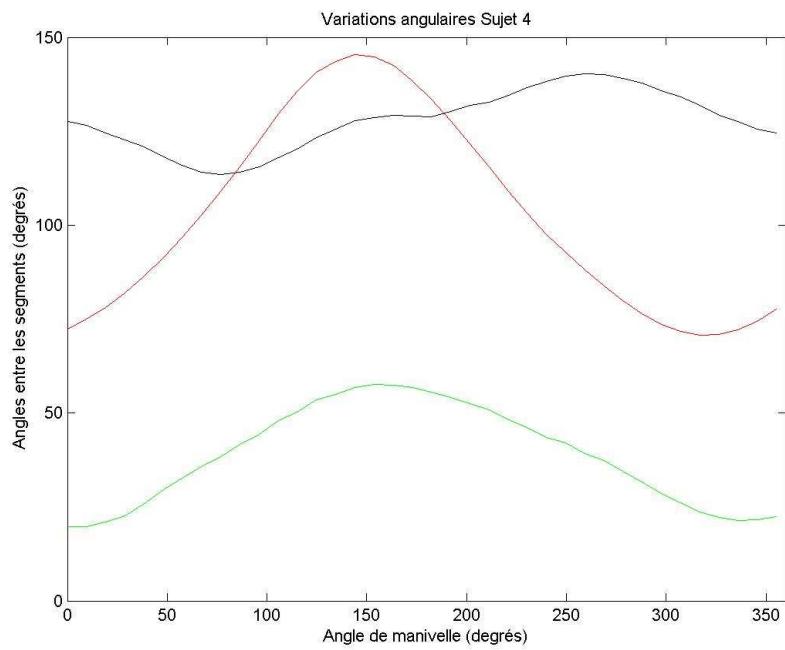
Figure 34 : Tracé de la courbe d'évolution de chaque angle sujet 1



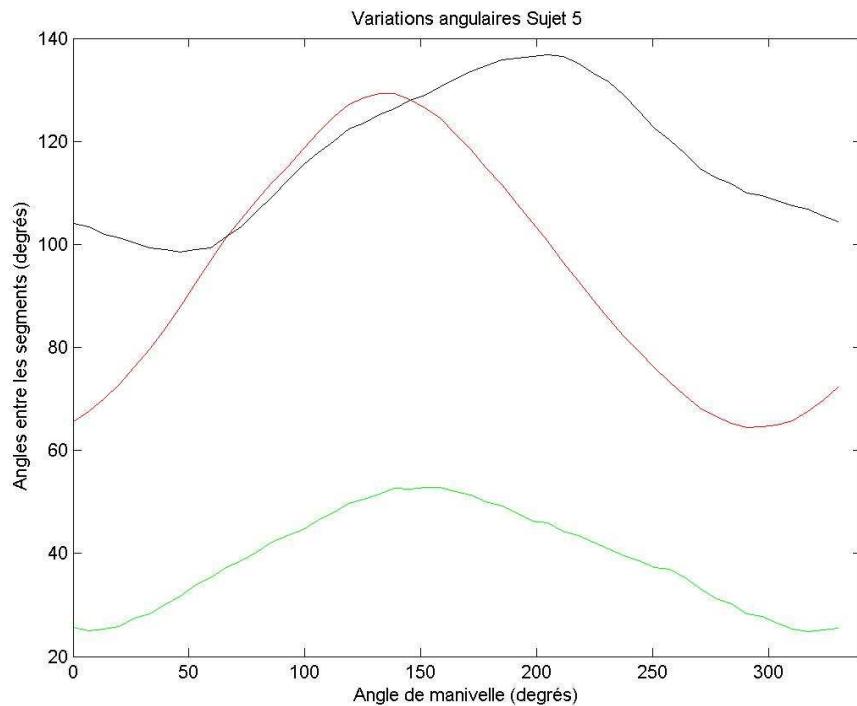
**Figure 35 : Tracé de la courbe d'évolution de chaque angle sujet 2**



**Figure 36 : Tracé de la courbe d'évolution de chaque angle sujet 3**



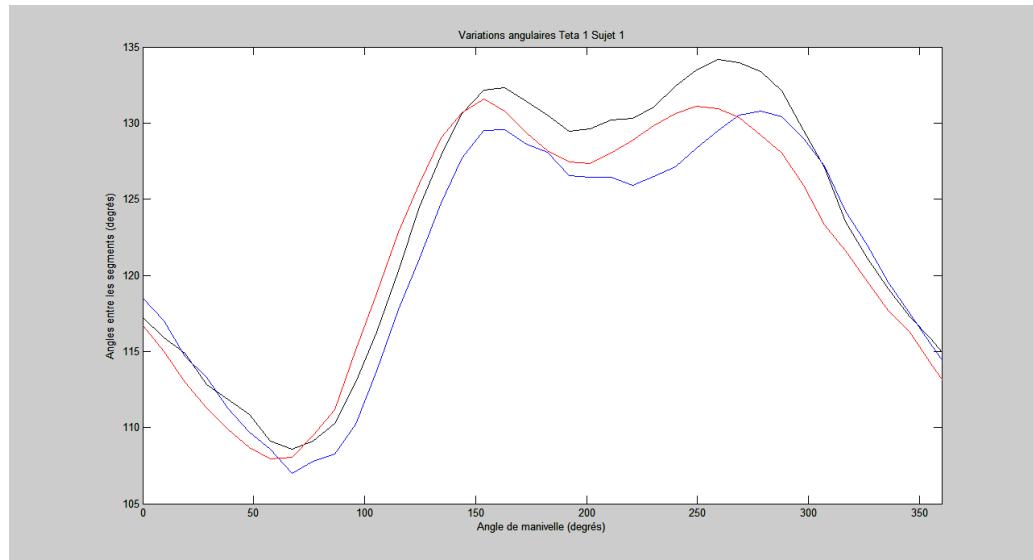
**Figure 37 : Tracé de la courbe d'évolution de chaque angle sujet 4**



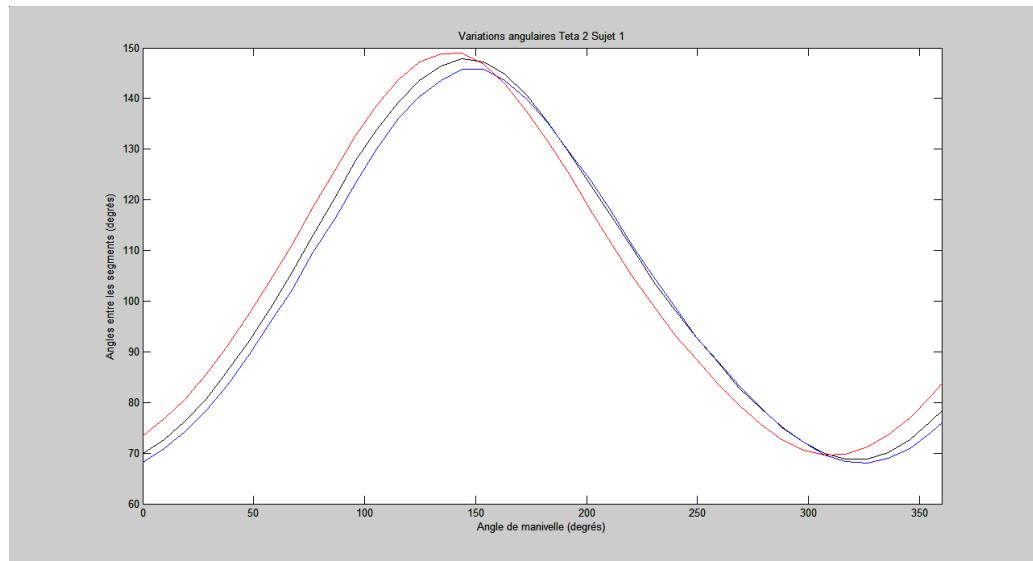
**Figure 38 : Tracé de la courbe d'évolution de chaque angle sujet 5**

- Tracé de l'évolution de chacun des angles  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ , et  $\theta_3$  en fonction des différents positionnements : on trace l'évolution de l'angle observée en position initiale en noir, en position avancée en bleu, et en position reculée en rouge (en vert si on recule deux fois le sujet).

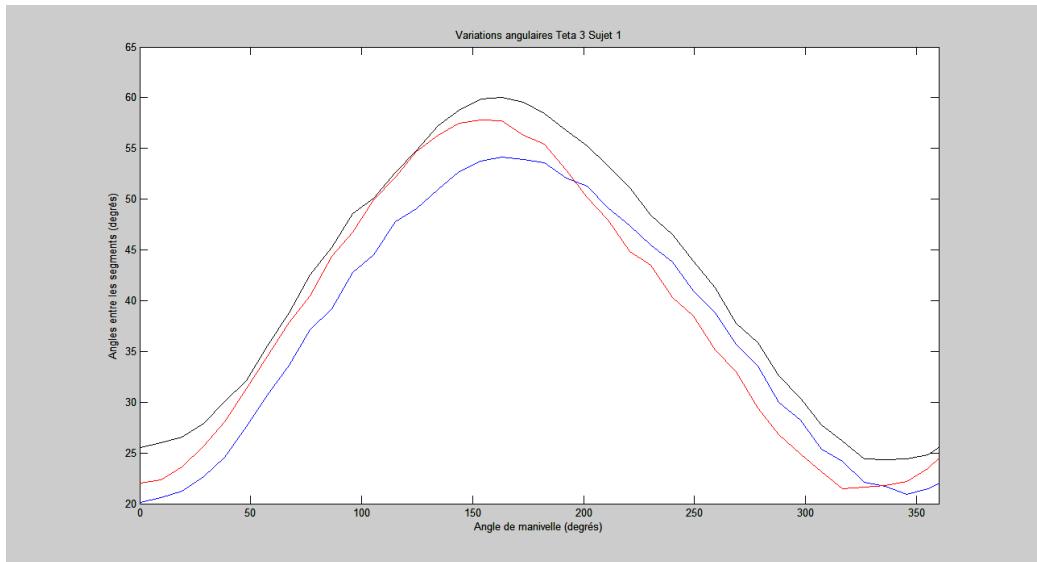
### SUJET 1



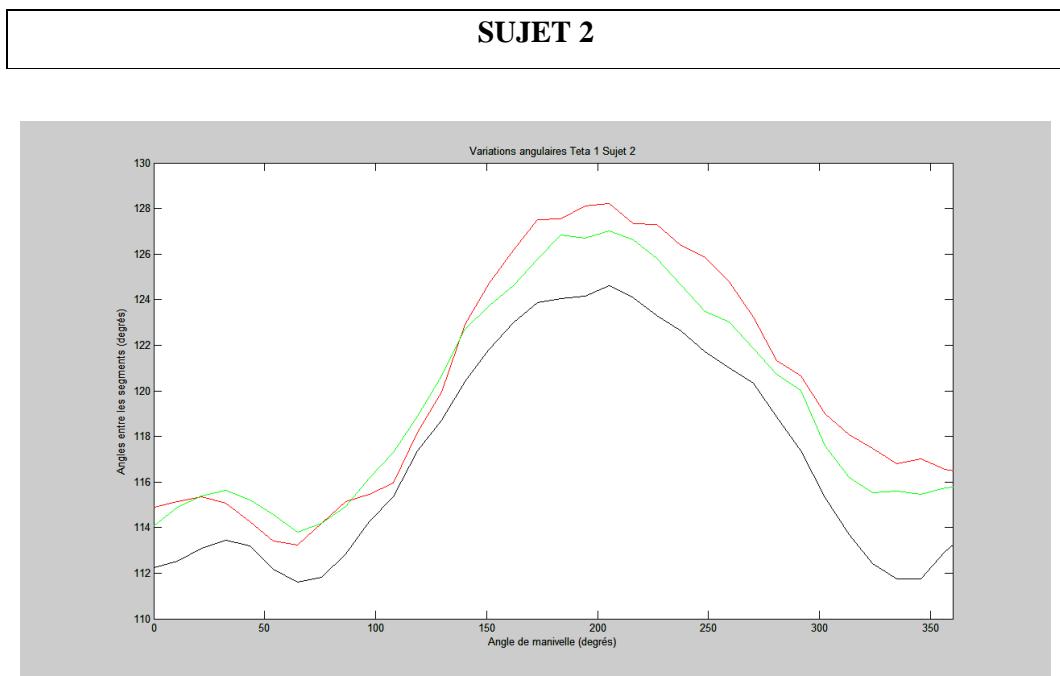
**Figure 39 : Sujet 1 Variations angulaires  $\theta_1$**



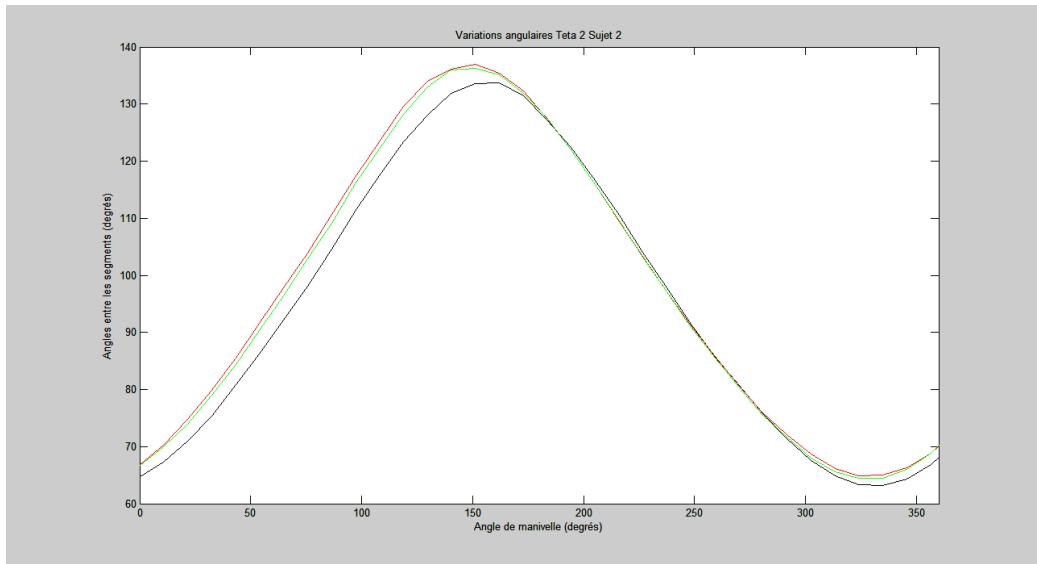
**Figure 40 : Sujet 1 Variations angulaires  $\theta_2$**



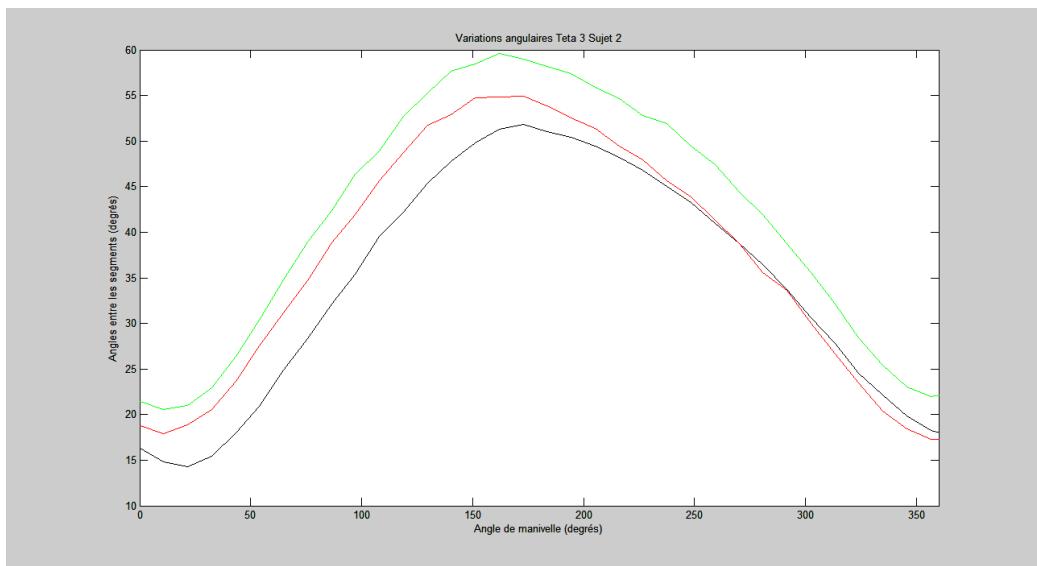
**Figure 41 : Sujet 1 Variations angulaires  $\theta_3$**



**Figure 42 : Sujet 2 Variations angulaires  $\theta_1$**

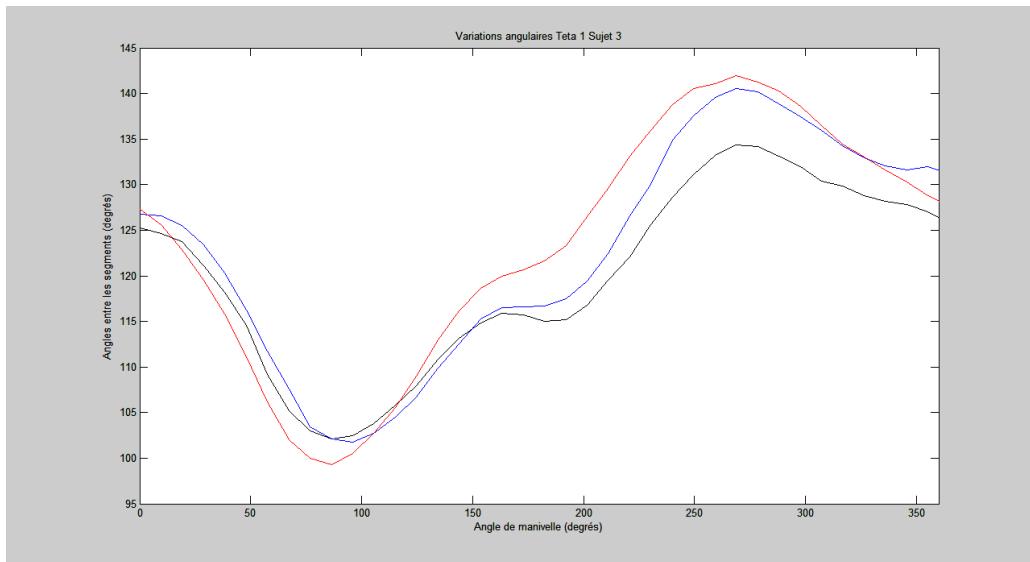


**Figure 43 : Sujet 2 Variations angulaires  $\theta_2$**

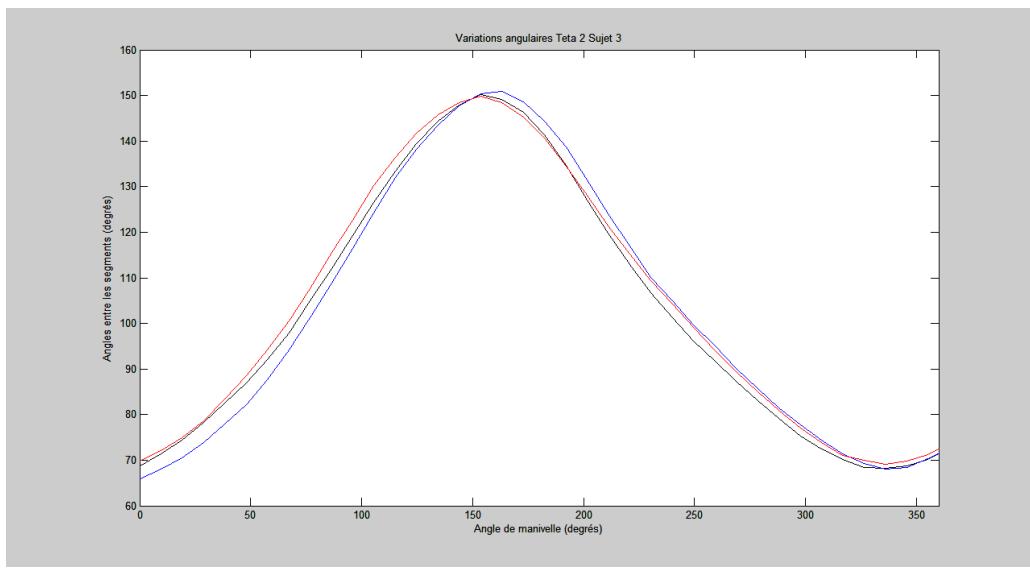


**Figure 44 : Sujet 2 Variations angulaires  $\theta_3$**

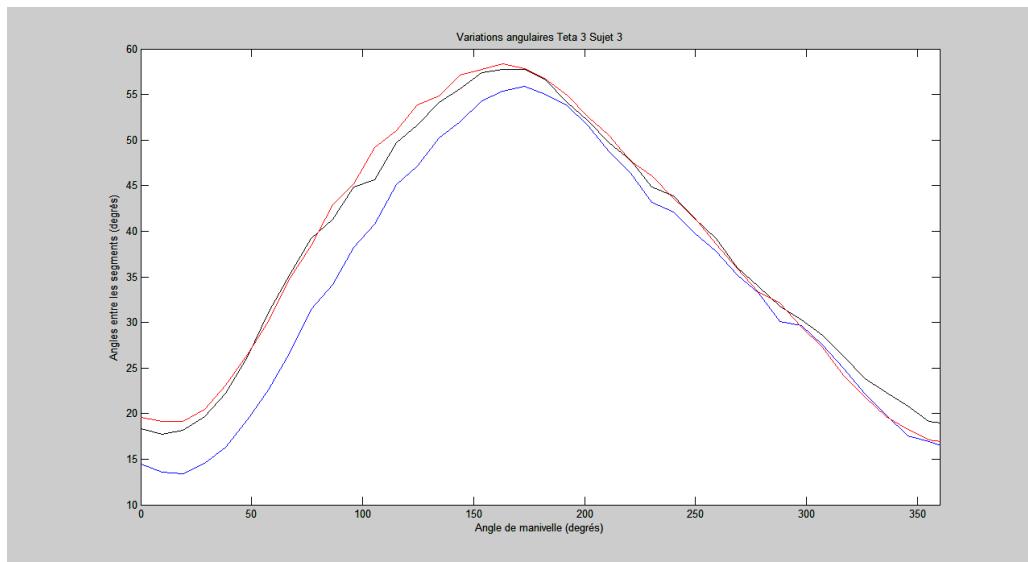
## SUJET 3



**Figure 45 : Sujet 3 Variations angulaires  $\theta_1$**

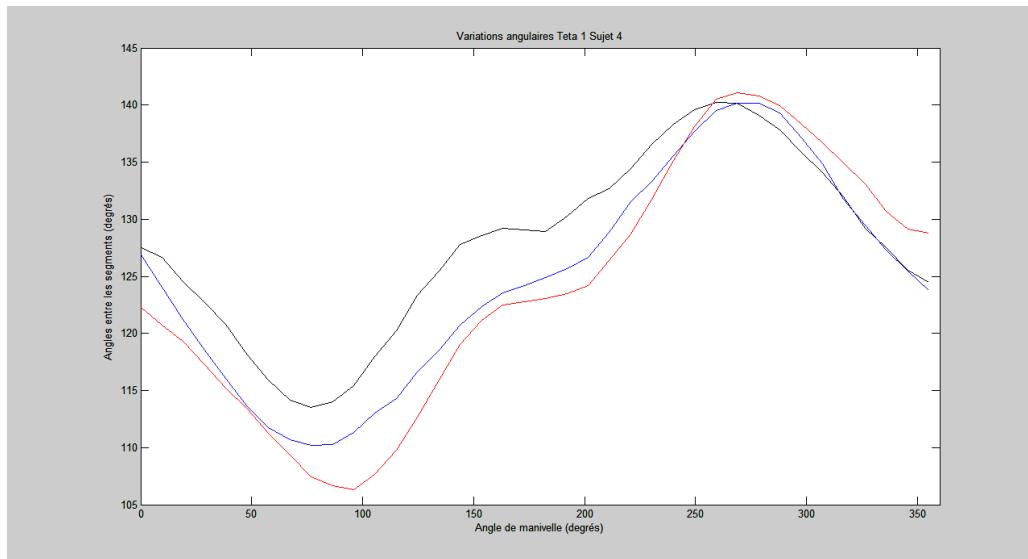


**Figure 46 : Sujet 3 Variations angulaires  $\theta_2$**

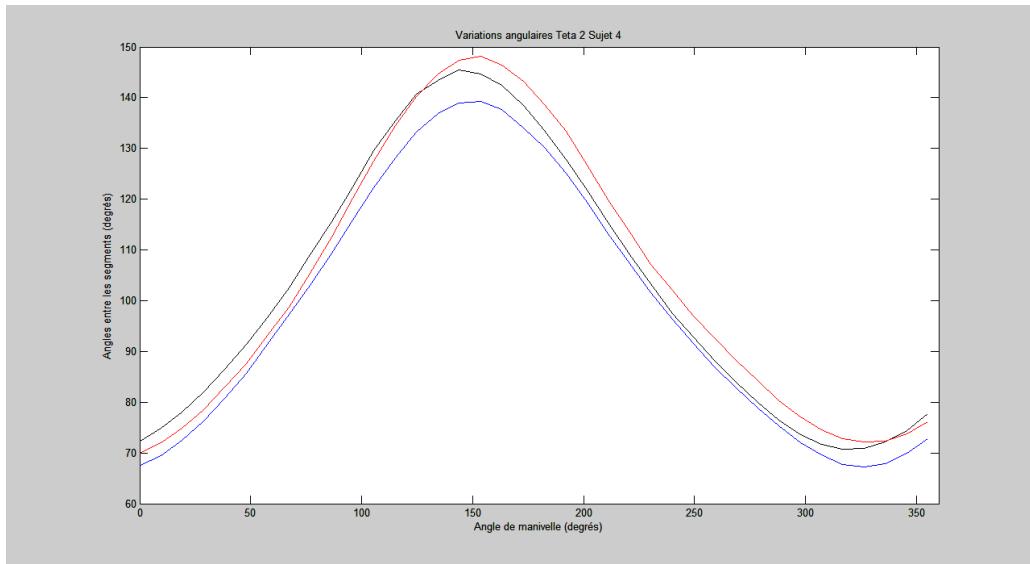


**Figure 47 : Sujet 3 Variations angulaires  $\theta_3$**

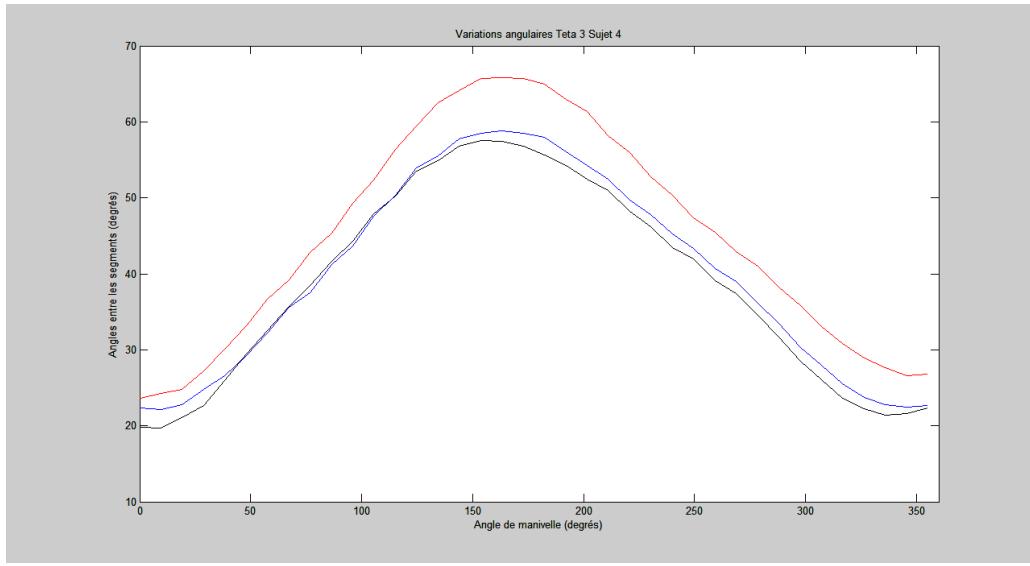
## SUJET 4



**Figure 48 : Sujet 4 Variations angulaires  $\theta_1$**

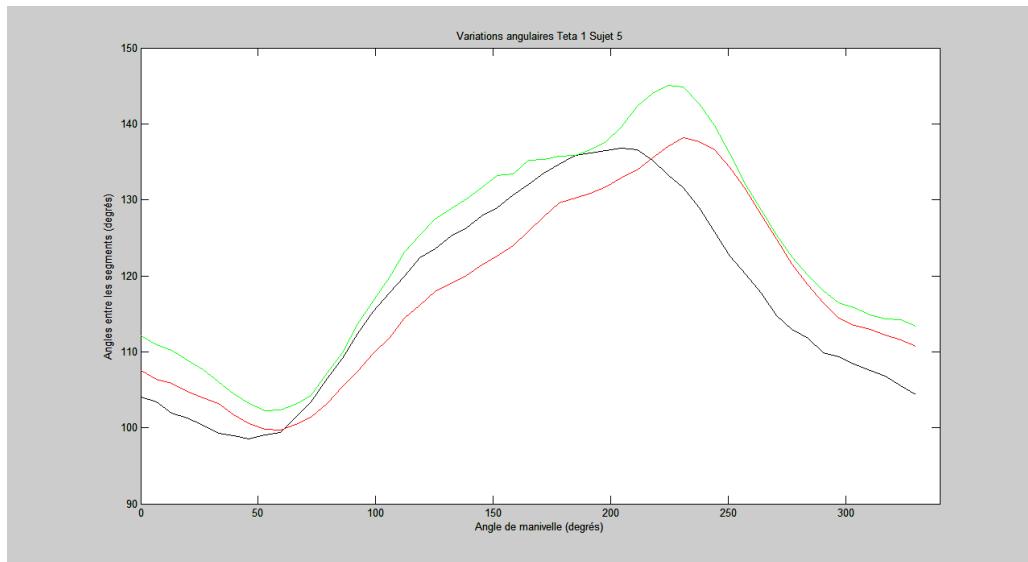


**Figure 49 : Sujet 4 Variations angulaires  $\theta_2$**

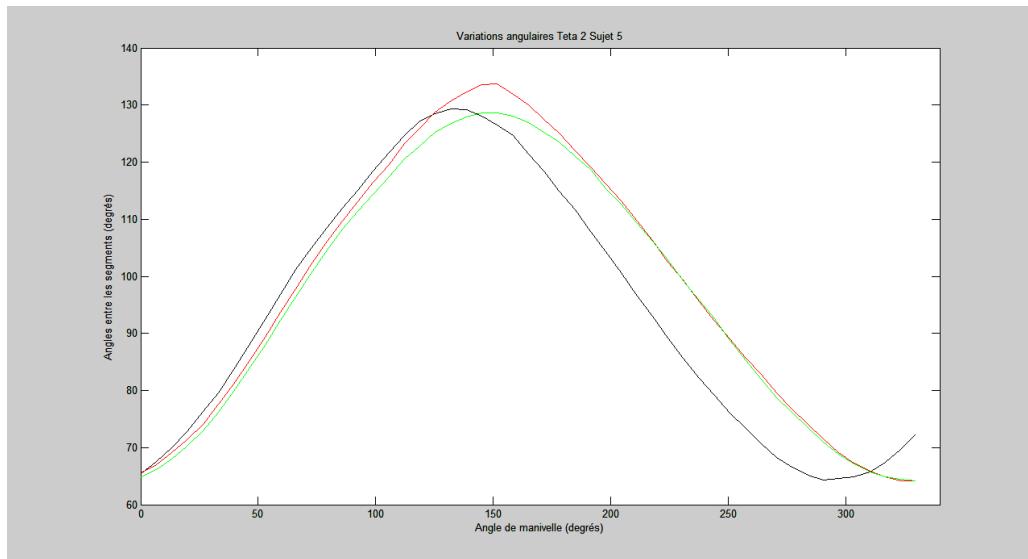


**Figure 50 : Sujet 4 Variations angulaires  $\theta_3$**

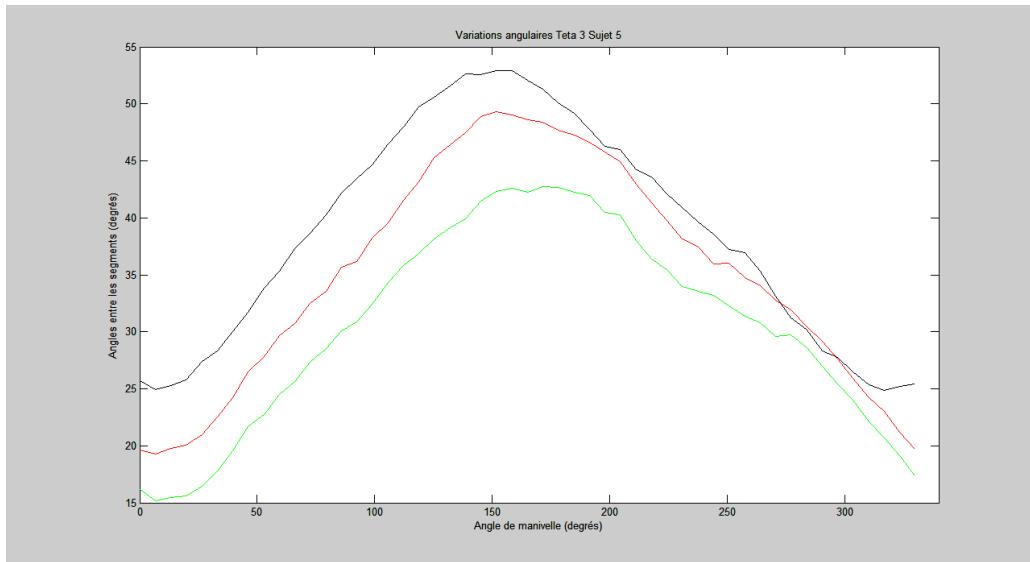
## SUJET 5



**Figure 51 : Sujet 5 Variations angulaires  $\theta_1$**



**Figure 52 : Sujet 5 Variations angulaires  $\theta_2$**



**Figure 53 : Sujet 5 Variations angulaires  $\theta_3$**

c) Évaluation perceptive

**SUJET 1 :** modification 1 : recul (-2) ; modification 2 : avance (+1)

Critères	Position de base	Position corrigée1	Position corrigée2
<b>Moyenne</b>	7,40	6,10	7,20
<b>Ecart-type</b>	0,52	0,88	0,92
<b>CV (%)</b>	7,0	14,4	12,8
<b>CR-10</b>	4	5	3

Tableau 3 : Résultats de l'évaluation perceptive du sujet 1

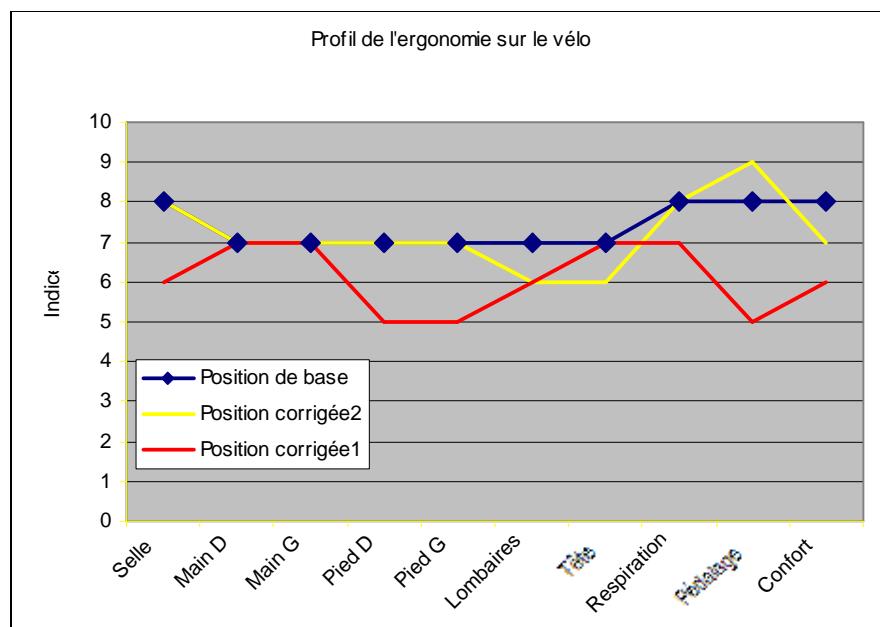


Figure 540 : Comparaison de l'ergonomie des différentes positions du sujet 1

**SUJET 2 :** modification 1 : recalé (-1) ; modification 2 : recalé (-3)

Critères	Position de base	Position corrigée1	Position corrigée2
<b>Moyenne</b>	8,70	8,20	7,00
<b>Ecart-type</b>	0,59	0,89	1,47
<b>CV (%)</b>	6,7	10,8	21,0
<b>CR-10</b>	4	4	5

Tableau 4 : Résultats de l'évaluation perceptive du sujet 2

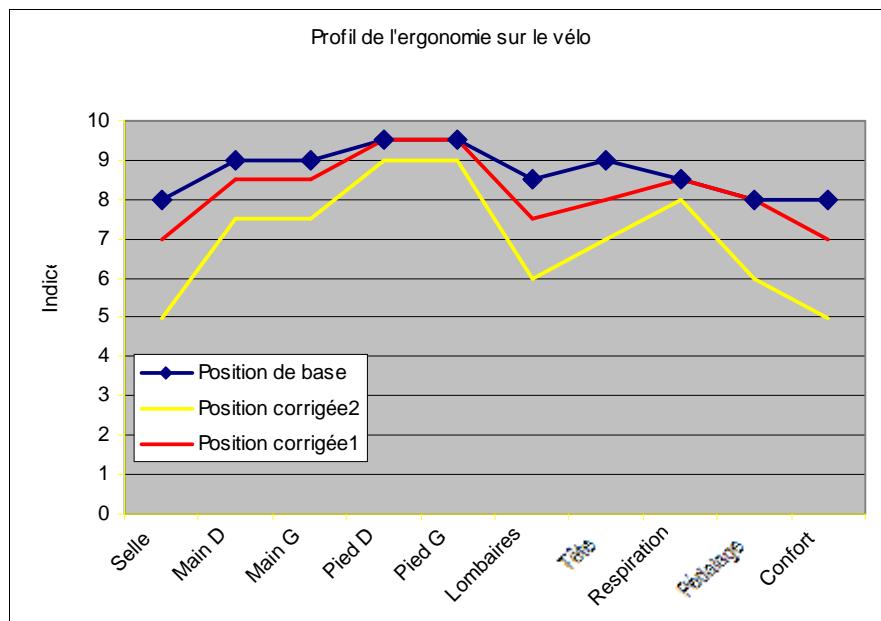


Figure 55 : Comparaison de l'ergonomie des différentes positions du sujet 2

**SUJET 3 :** modification 1 : avancé (+1) ; modification 2 : reculé (-2)

Critères	Position de base	Position corrigée1	Position corrigée2
<b>Moyenne</b>	8,30	7,10	6,20
<b>Ecart-type</b>	0,48	0,88	0,63
<b>CV (%)</b>	5,8	12,3	10,2
<b>CR-10</b>	5	6	6

Tableau 5 : Résultats de l'évaluation perceptive du sujet 3

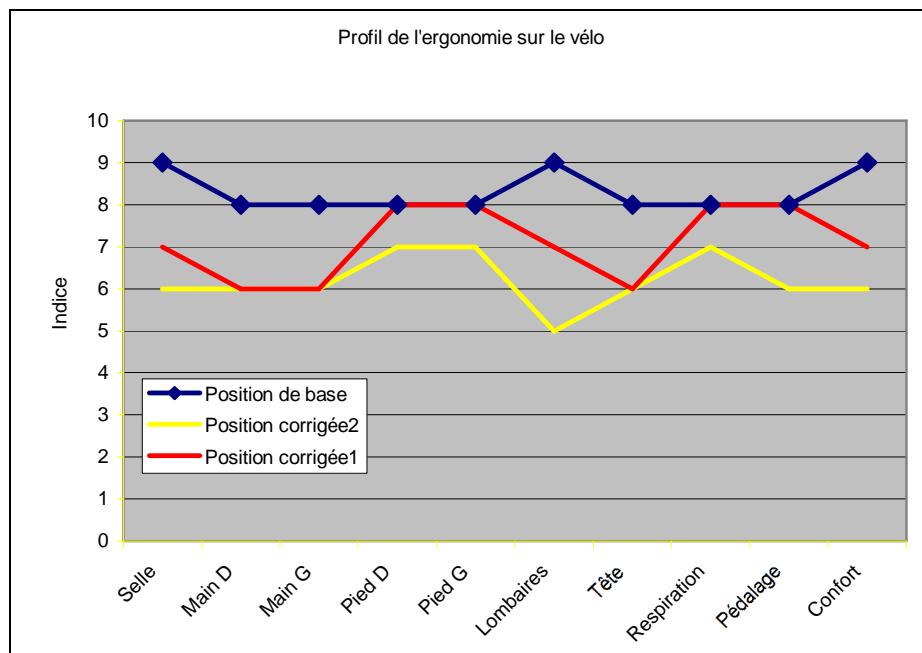


Figure 56 : Comparaison de l'ergonomie des différentes positions du sujet 3

**SUJET 4 :** modification 1 : avancé (+1) ; modification 2 : reculé (-2)

Critères	Position de base	Position corrigée1	Position corrigée2
<b>Moyenne</b>	8,80	9,60	7,10
<b>Ecart-type</b>	0,42	0,84	1,10
<b>CV (%)</b>	4,8	8,8	15,5
<b>CR-10</b>	5	3	6

Tableau 6 : Résultats de l'évaluation perceptive du sujet 4

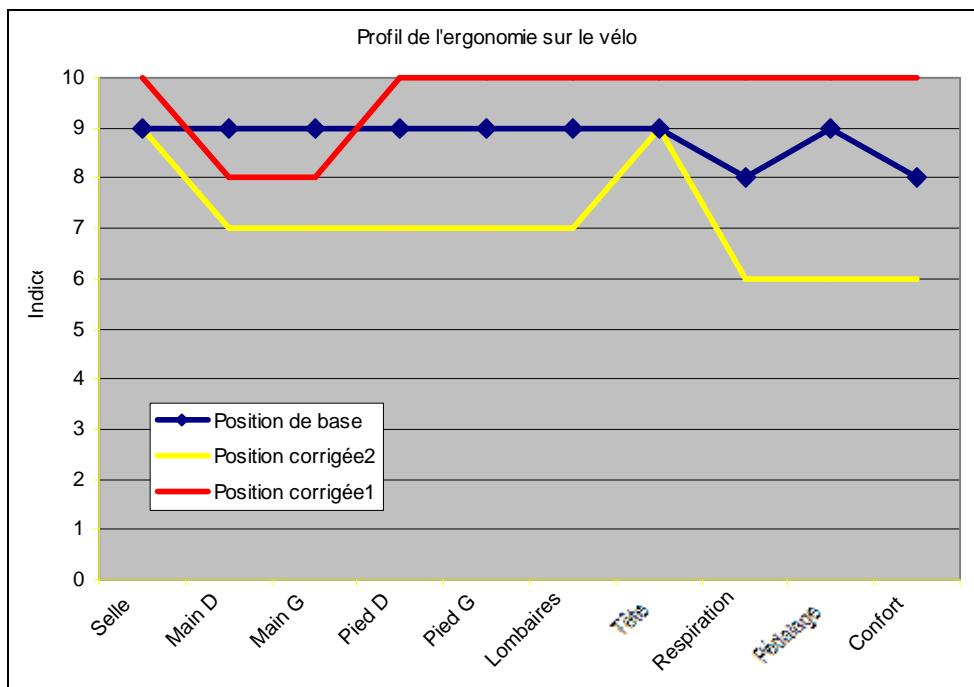


Figure 57 : Comparaison de l'ergonomie des différentes positions du sujet 4

**SUJET 5 : modif1 : reculé (-1,5) ; modif2 : reculé (-4,5)**

Critères	Position de base	Position corrigée1	Position corrigée2
<b>Moyenne</b>	7,30	7,25	6,45
<b>Ecart-type</b>	0,67	0,86	1,07
<b>CV (%)</b>	9,2	11,8	16,5
<b>CR-10</b>	4	5	7

Tableau 7 : Résultats de l'évaluation perceptive du sujet 5

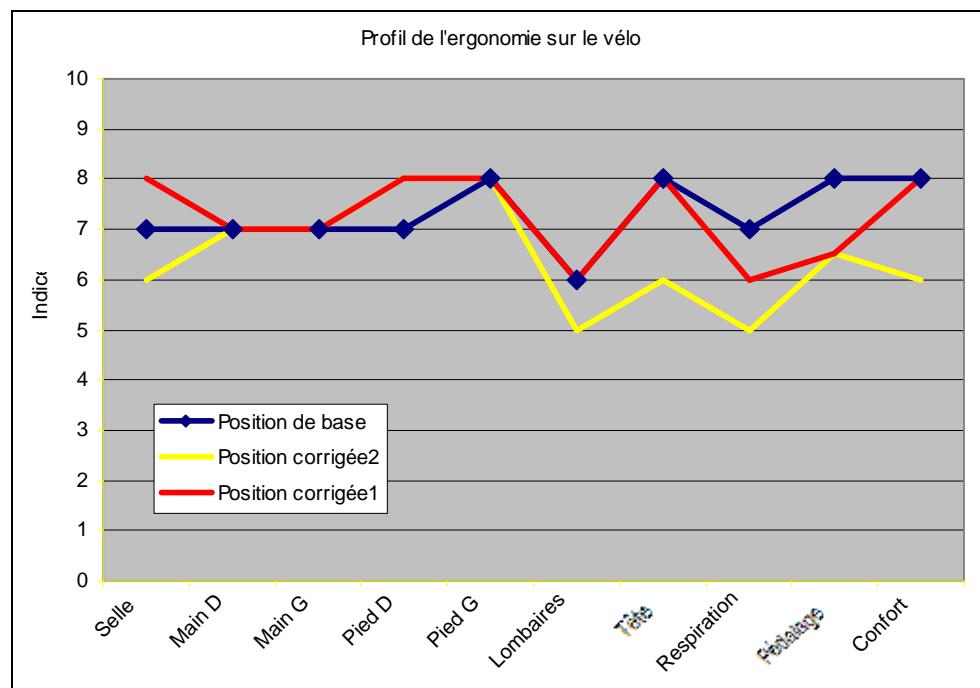
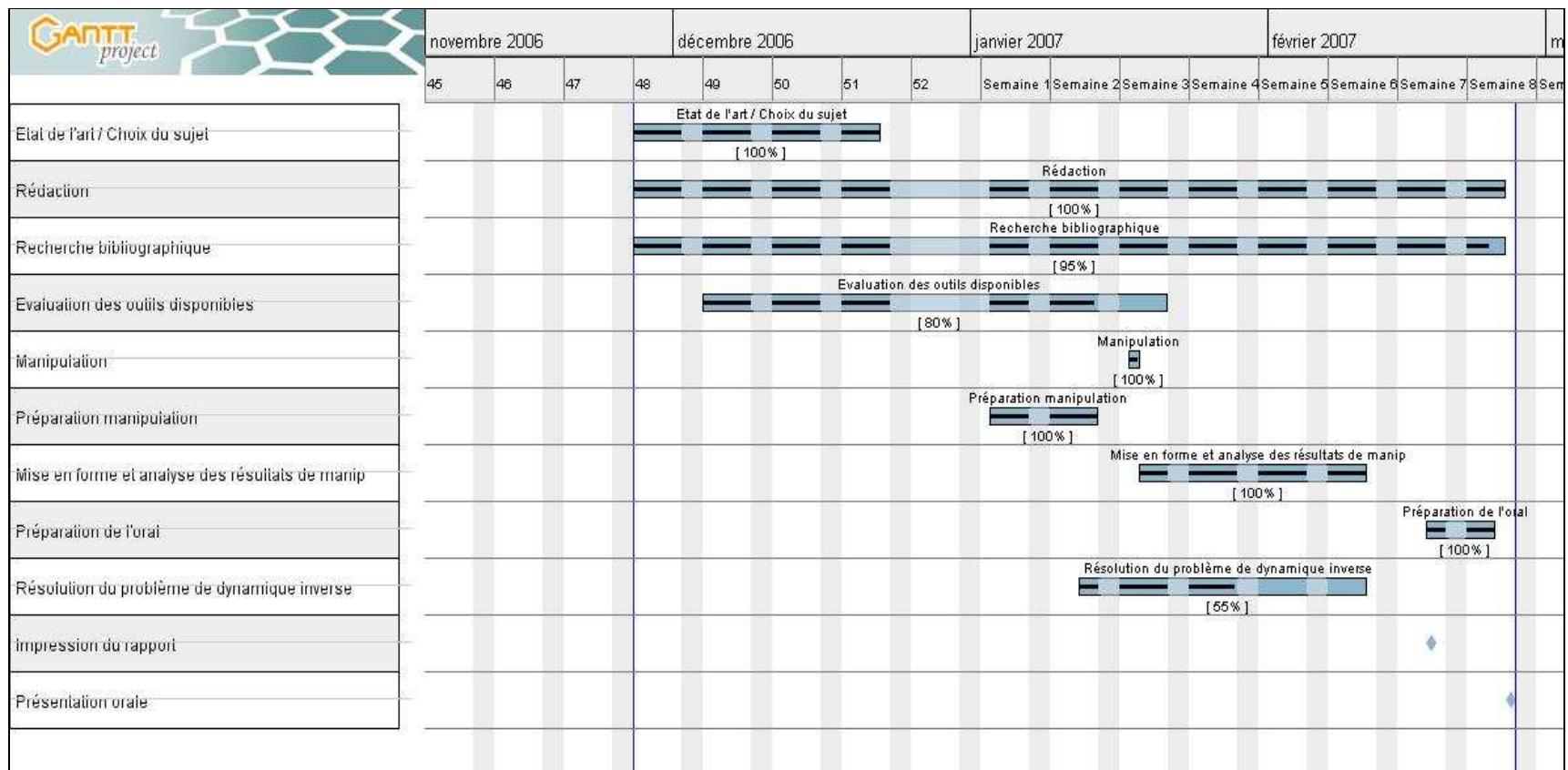


Figure 58 : Comparaison de l'ergonomie des différentes positions du sujet 5

## 8. Gestion de projet



## 9. Contacts

Je cite ici les contacts que j'ai pu avoir au cours de mon stage avec des personnes extérieures au laboratoire.

**Guillaume Agnesina** : Doctorant en Staps, spécialisé dans l'analyse des mouvements.

gagnesina@gmail.com

**Nicolas Bessot** : docteur en STAPS.

Université de CAEN

UPRES EA2131

06 76 36 45 96

**Jean Marie Bouchy** : commercial chez Dartfish

Dartfish France

06 560 Sophia-Antipolis

jean-marie.bouchy@dartfish.com

**Audrey Lecomte** : Commerciale LifeMode

Sales Desk , France

Tél : +33 (0)3 5440 3495

Fax : +33 (0)3 8856 8909

alecomte@incat.fr

**Thomas Paviot** : ingénieur, concepteur du logiciel Décade (a travaillé notamment à la conception numérique des châssis pour F1 Toyota, et en moto GP)

Professeur en BTS CPI

Lycée Dorian (Paris XIème)

prof : 01.44.93.81.30

mob : 06.63.82.13.00

thomas.paviot@free.fr      thomas.paviot@decade-dynamics.org



## INDEX DES FIGURES

Figure 1 : Fémur.....	4
Figure 2 : rotule : anatomie et situation.....	5
Figure 3 : Tibia et fibula .....	6
Figure 4 : squelette du pied.....	7
Figure 5 : Anatomie des muscles du membre inférieur.....	13
Figure 6 : repérage des éléments du cadre.....	15
Figure 7 : guidon et manettes de frein .....	16
Figure 8 : pédalier SRM .....	17
Figure 9 : écran de contrôle à fixer sur le guidon .....	18
Figure 10 : évolution du couple en fonction de l'angle de la manivelle .....	18
Figure 11 : BRG LifeMOD.....	19
Figure 12 : SIMM Musculographics .....	21
Figure 13 : modélisation du membre inférieur en trois segments S1 à S3 .....	23
Figure 14 : Fiche d'évaluation perceptive .....	42
Figure 15 : évolution du couple de pédalage en fonction de l'angle de la pédale du sujet 1 .....	43
Figure 16 : évolution du couple de pédalage en fonction de l'angle de la pédale du sujet 2 .....	44
Figure 17 : évolution du couple de pédalage en fonction de l'angle de la pédale du sujet 3 .....	44
Figure 18 : évolution du couple de pédalage en fonction de l'angle de la pédale du sujet 4 .....	45
Figure 19 : évolution du couple de pédalage en fonction de l'angle de la pédale du sujet 5 .....	45
Figure 20 : Tracé de la courbe d'évolution de chaque angle sujet 1.....	46
Figure 21 : Tracé de la courbe d'évolution de chaque angle sujet 2.....	47
Figure 22 : Tracé de la courbe d'évolution de chaque angle sujet 3.....	47
Figure 23 : Tracé de la courbe d'évolution de chaque angle sujet 4.....	48
Figure 24 : Tracé de la courbe d'évolution de chaque angle sujet 5.....	48
Figure 25 : Sujet 1 Variations angulaires $\theta_1$ .....	49

Figure 26 : Sujet 1 Variations angulaires $\theta_2$ .....	49
Figure 27 : Sujet 1 Variations angulaires $\theta_3$ .....	50
Figure 28 : Sujet 2 Variations angulaires $\theta_1$ .....	50
Figure 29 : Sujet 2 Variations angulaires $\theta_2$ .....	51
Figure 30 : Sujet 2 Variations angulaires $\theta_3$ .....	51
Figure 31 : Sujet 3 Variations angulaires $\theta_1$ .....	52
Figure 32 : Sujet 3 Variations angulaires $\theta_2$ .....	52
Figure 33 : Sujet 3 Variations angulaires $\theta_3$ .....	53
Figure 34 : Sujet 4 Variations angulaires $\theta_1$ .....	53
Figure 35 : Sujet 4 Variations angulaires $\theta_2$ .....	54
Figure 36 : Sujet 4 Variations angulaires $\theta_3$ .....	54
Figure 37 : Sujet 5 Variations angulaires $\theta_1$ .....	55
Figure 38 : Sujet 5 Variations angulaires $\theta_2$ .....	55
Figure 39 : Sujet 5 Variations angulaires $\theta_3$ .....	56
Figure 40 : Comparaison de l'ergonomie des différentes positions du sujet 1 .....	57
Figure 41 : Comparaison de l'ergonomie des différentes positions du sujet 2 .....	58
Figure 42 : Comparaison de l'ergonomie des différentes positions du sujet 3 .....	59
Figure 43 : Comparaison de l'ergonomie des différentes positions du sujet 4 .....	60
Figure 44 : Comparaison de l'ergonomie des différentes positions du sujet 5 .....	61

## INDEX DES TABLEAUX

Tableau 1 : muscles du membre inférieur : abréviations, noms, type (Mono ou Biarticulaire), et fonction .....	12
Tableau 2 : Paramétrage du système .....	26
Tableau 3 : Résultats de l'évaluation perceptive du sujet 1 .....	57
Tableau 4 : Résultats de l'évaluation perceptive du sujet 2 .....	58
Tableau 5 : Résultats de l'évaluation perceptive du sujet 3 .....	59
Tableau 6 : Résultats de l'évaluation perceptive du sujet 4 .....	60
Tableau 7 : Résultats de l'évaluation perceptive du sujet 5 .....	61



## Résumé

Durant mon stage au LMARC, j'ai réalisé une étude sur l'analyse du mouvement lors du pédalage. Après avoir exposé l'état de l'art dans ce domaine, j'ai cherché à définir un protocole d'analyse adapté intégrant tous les paramètres qui influent sur la performance ; ainsi, à partir de systèmes d'acquisition et d'analyse vidéo, d'appareil de mesures de puissance développée, et d'outils d'évaluation perceptifs, j'ai pu proposer une solution permettant d'analyser certaines variables biomécaniques, physiologiques et psychologiques ; le but final étant d'optimiser la performance. En outre, j'ai pu accomplir une étude expérimentale qui consistait à évaluer les conséquences d'une modification posturale.

## Abstract

During my stage in LMARC, I have realised a study about movement analysis during cycling activity. After having expounded the state of knowledge in this domain, my job consisted in defining an adapted protocol to integrate all the parameters who may have an effect in performance accomplishment ; thus with video acquisition and software systems, power measurement machinery, and perceptive valuation tools, we have suggested an integrated solution for biomechanical, physiological and psychological factors analysis ; the final goal is to provide an optimisation of performances. Besides, I've accomplished an experimentation which consisted in evaluating the consequences of a posture modification.

## Mots clés / Key Words

Cycling gesture – Movement analysis – Dynamic– Ergonomics