



ANALYSE DYNAMIQUE de la COURSE en fonction de la nature du HANDICAP

Joël Loizeau

► To cite this version:

Joël Loizeau. ANALYSE DYNAMIQUE de la COURSE en fonction de la nature du HANDICAP. [Rapport de recherche] Institut National du Sport et de l'Education Physique (INSEP). 1999. hal-01959494

HAL Id: hal-01959494

<https://insep.hal.science//hal-01959494>

Submitted on 18 Dec 2018

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

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



ANALYSE DYNAMIQUE de la COURSE en fonction de la nature du HANDICAP

Rapport intermédiaire:

Cas des ATHLETES AMPUTES FEMORAL et TIBIAL

Responsable du projet: Joël Loizeau

**Unité de Mécanique Appliquée au Sport
INSEP - 11 Avenue du Tremblay
75012 Paris**

**Tel.: 01 41 74 49 31 / 49 37
Fax: 01 41 74 49 49
E-mail: Lmasport@europost.org**

SOMMAIRE

1 INTRODUCTION

CONTEXTE GENERAL de l'ETUDE

OBJET du PRESENT RAPPORT

2 PROTOCOLE EXPERIMENTAL

2.1 ATHLETES TESTES

2.2 MATERIEL

2.3 METHODE

2.4 DEFINITION DES DONNEES

3 TRAITEMENT des DONNEES

3.1 DONNEES CINEMATQUES

3.2 COMPOSANTES de l'EFFORT d'APPUI

4 ATHLETE AMPUTE FEMORAL

4.1 RESULTATS COMPARES à l'ATHLETE VALIDE

4.2 ANALYSE des RESULTATS

Aspect dynamique

Aspect cinématique

4.3 CONCLUSION

Perspectives

5 ATHLETE AMPUTE TIBIAL

5.1 RESULTATS COMPARES à l'ATHLETE VALIDE

5.2 ANALYSE des RESULTATS

Aspect dynamique

Variation de longueur du segment d'appui

Aspect cinématique

5.3 CONCLUSION

Perspectives

1 INTRODUCTION

CONTEXTE GENERAL de l'ETUDE

Il s'agit de quantifier les paramètres mécaniques de la course associés à chaque type de handicap. Pour cela, l'appui en course de 5 athlètes de haut niveau (amputé fémoral, tibial et du membre supérieur, hémiparétique et non-voyant) est enregistré par imagerie rapide.

En l'absence de tout antécédent dans ce domaine, ces résultats constitueront une base de données indispensable pour comprendre les stratégies de compensation du handicap utilisées par les athlètes de haut niveau.

OBJET DU PRESENT RAPPORT

Sont présentés ici la méthode expérimentale utilisée ainsi que les résultats obtenus pour 2 athlètes appareillés du membre inférieur: 1 athlète amputé fémoral et 1 athlète amputé tibial.

Ce rapport présente également notre contribution à la connaissance des stratégies mises en oeuvre par ces athlètes et décrit certaines propositions ayant pour but d'optimiser leurs performances.

2 PROTOCOLE EXPERIMENTAL

2.1 ATHLETES TESTES

Paul Gregori est **amputé fémoral** du côté **gauche** et appareillé avec une lame FLEXO (fabrication américaine). Il s'entraîne à Montreuil ainsi qu'à Perpignan où il exerce au titre d'orthoprothésiste.

Palmarès: Champion de France sur 100m et 200m en 1995, 1996, 1997,
Vice-champion Olympique sur 100m et 200m en 1996,
Vice-champion d'Europe sur 100m et 200m en 1997.

Dominique André est **amputé tibial** du côté **gauche** et appareillé avec une lame DYNAPRO (fabrication française). Il s'entraîne à Alès.

Palmarès: Champion de France sur 100m et 200m en 1996, 1997,
Champion d'Europe sur 100m en 1997,
Champion du Monde sur 4x100m en 1998.

A des fins de comparaison, les résultats pour l'athlète valide ont été obtenus dans les mêmes conditions que celles exposées ici. Ils sont extraits d'une étude de faisabilité réalisée sur les moyens propres de l'Unité de Mécanique qui a été publiée récemment (*The Engineering of Sport*, vol.2, 1998).

2.2 MATERIEL

La **caméra numérique KODAK EKTAPRO HRC** est utilisé à la cadence de **500 trames/seconde** avec une autonomie suffisante pour contenir toutes les trames décrivant la phase d'appui du pied au sol (environ 150). Les séquences de trames sont sauvegardées sous forme de fichiers sur un disque magnéto-optique (capacité 2.5 Go) et leur relecture sur micro-ordinateur est effectuée grâce à un lecteur adapté.

La **plate-forme dynamométrique AMTI LG6-4** installée dans la piste du stade couvert de l'INSEP donne les composantes verticale et longitudinale de l'effort d'appui au sol avec un échantillonnage de 1000 Hz.

Enfin, un **dispositif de synchronisation** a été développé par le Laboratoire de Mécanique des Solides (LMS) de l'Ecole Polytechnique. Il permet de dater les trames de la caméra à partir de l'instant de début du contact. Celui-ci est défini par le franchissement par la composante verticale de l'effort d'appui d'un seuil fixé ici à 10 kg.

2.3 METHODE

Dans chaque configuration (membre appareillé, controlatéral et valide), la consigne donnée à l'athlète était d'effectuer un sprint de 60m. Ses marques de départ étaient prises pour que l'appui après 40m de course puisse avoir lieu sur la plate-forme dynamométrique devant laquelle était placée la caméra ultra-rapide. Le nombre de tentatives devait permettre d'obtenir jusqu'à 3 essais réussis.

Les résultats présentés ici tiennent compte de tous les essais réussis à savoir:

- athlète amputé fémoral: membre appareillé (3 essais) + controlatéral (3 essais)
- athlète amputé tibial: membre appareillé (3 essais) + controlatéral (2 essais)
- athlète valide: membre inférieur droit (3 essais)

Les cibles étaient disposées de la manière suivante:

- membre appareillé de l'athlète amputé fémoral: (fig. 1)
hanche, pivot SUP, pivot INF, SUP lame, AR lame 1, AR lame 2, INF lame
- membre appareillé de l'athlète amputé tibial: (fig. 2)
hanche, genou intact, axe support, SUP lame, AV lame, AR lame, INF lame
- membre controlatéral et valide: (fig. 3)
hanche, genou, cheville, 5^e méta, AV pied

2.4 DEFINITION DES DONNEES

Le terme *segment d'appui* est utilisé pour désigner soit la lame soit la jambe (pied inclu). Par abus de langage, l'*angulation du segment d'appui* désigne soit la déformation totale de la lame soit l'angulation cumulée de la cheville et du 5^e métatarse. Les résultats présentés dans ce rapport concernent:

- les données globales de l'appui:
 - **durée**
 - **effort d'appui** = accélération du centre de gravité (à 1 constante près: l'effort de pesanteur)
- les données locales (calculées à partir de la position des cibles):
 - **angulation entre la cuisse et le segment d'appui** = pivot(s) ou genou
 - **angulation du segment d'appui**
 - lame SUP est l'angle mesuré entre les segments supérieur et moyen de la lame
 - lame INF moyen et inférieur
 - **variation de longueur du segment d'appui** = (pivot - INF lame) ou (genou - AV pied)
 - **angulation de la cheville**
 - **angulation du 5^e méta**

Image File Path : F:\Handisport\Paul\PaulG\S0002BC.001
Image File Name : F-00060.BAY
Elapsed Time : -0.120000 s.
Time Code : -60
Image # : 1 / 2

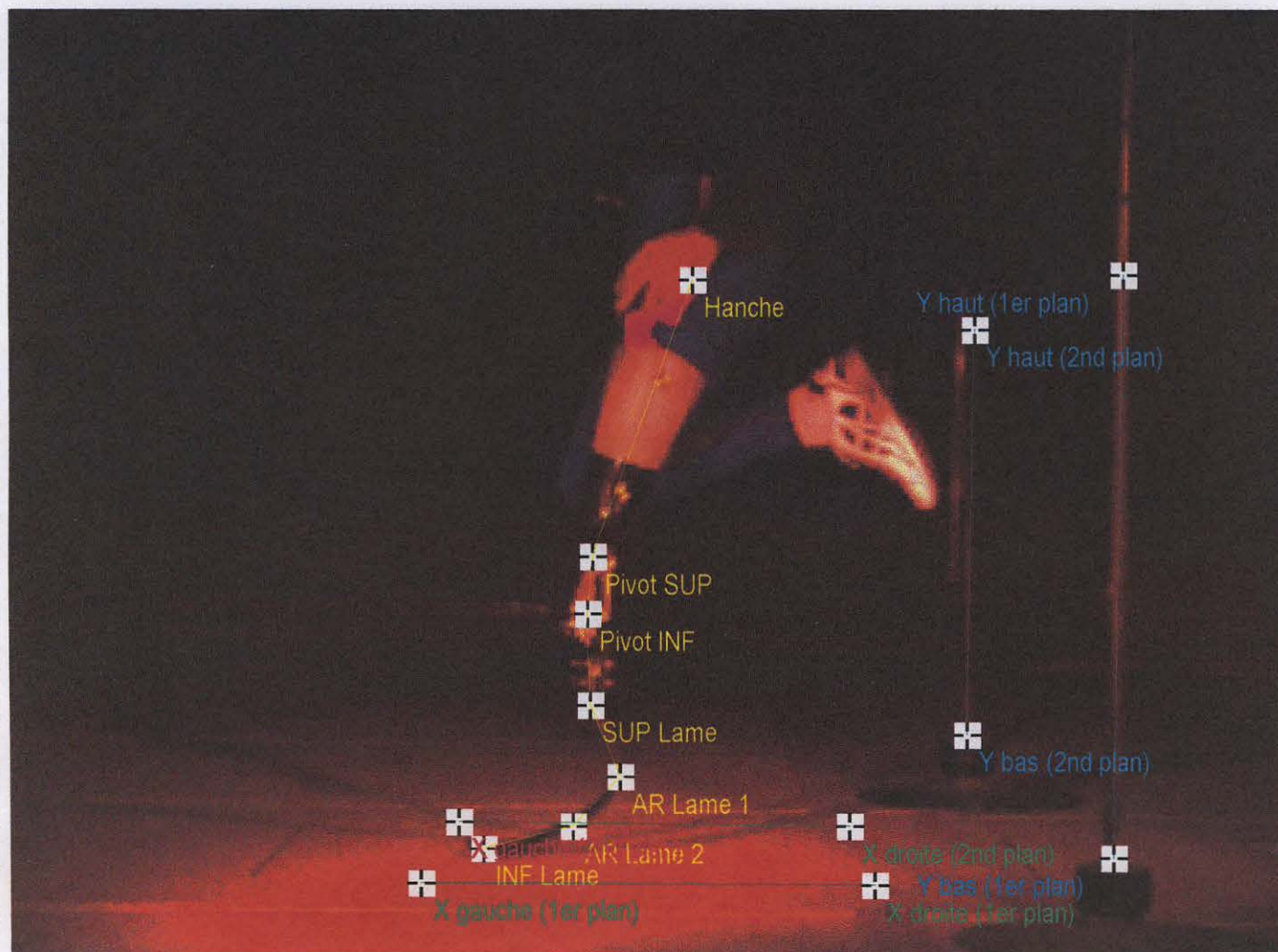


Fig. 1 Membre appareillé de l'athlète amputé fémoral (début de contact)

Image File Path : F:\Handisport\Dom\DomG\IS0005BC.001
Image File Name : F-00054.BAY
Elapsed Time : -0.108000 s.
Time Code : -54
Image # : 1 / 2

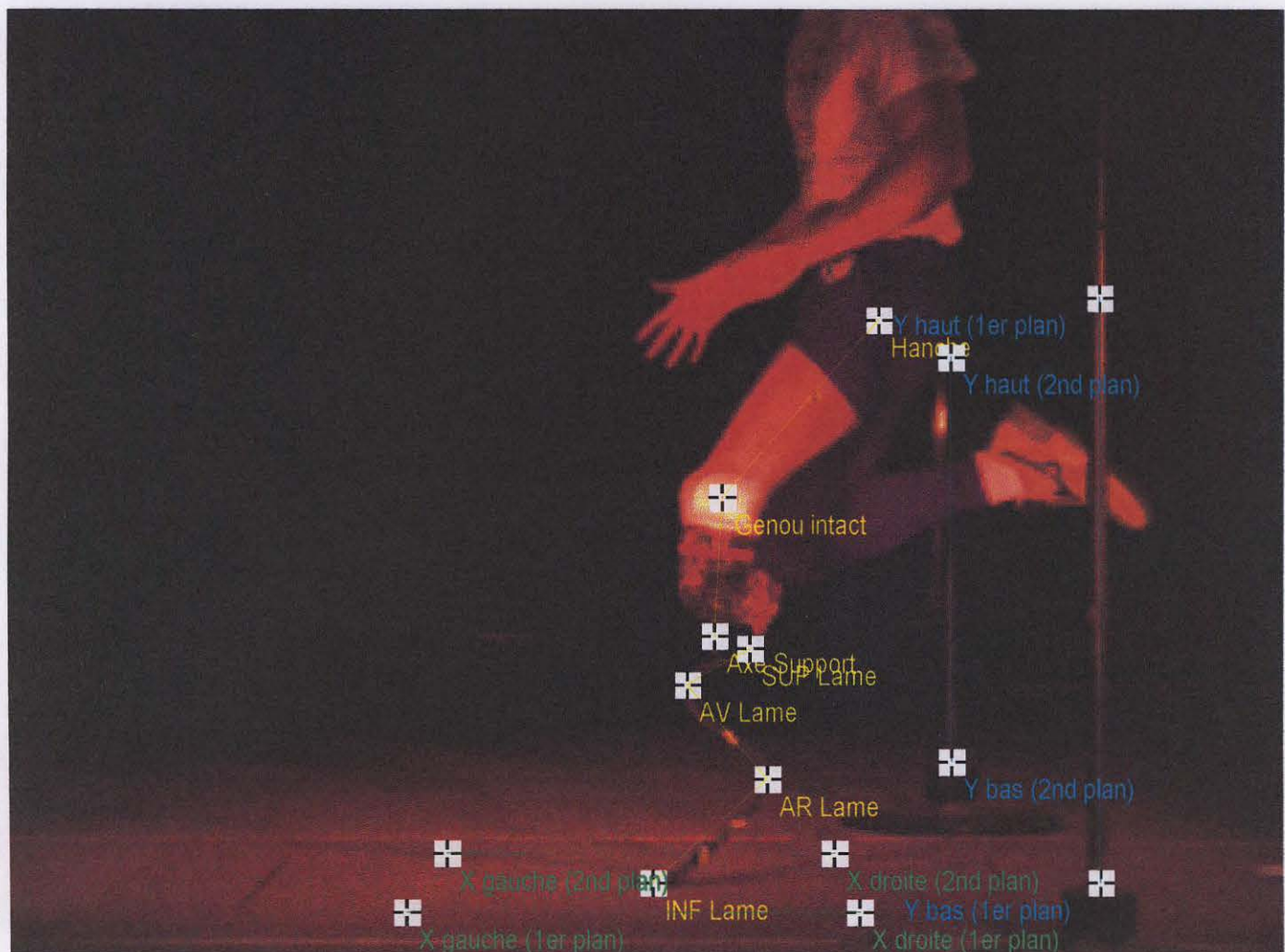


Fig. 2 Membre appareillé de l'athlète amputé tibial (début de contact)

Image File Path : F:\Df3
 Image File Name : F-293.BAY
 Elapsed Time : -0.586000 s.
 Time Code : -293
 Image # : 1 / 2

TRAITEMENT des DONNÉES

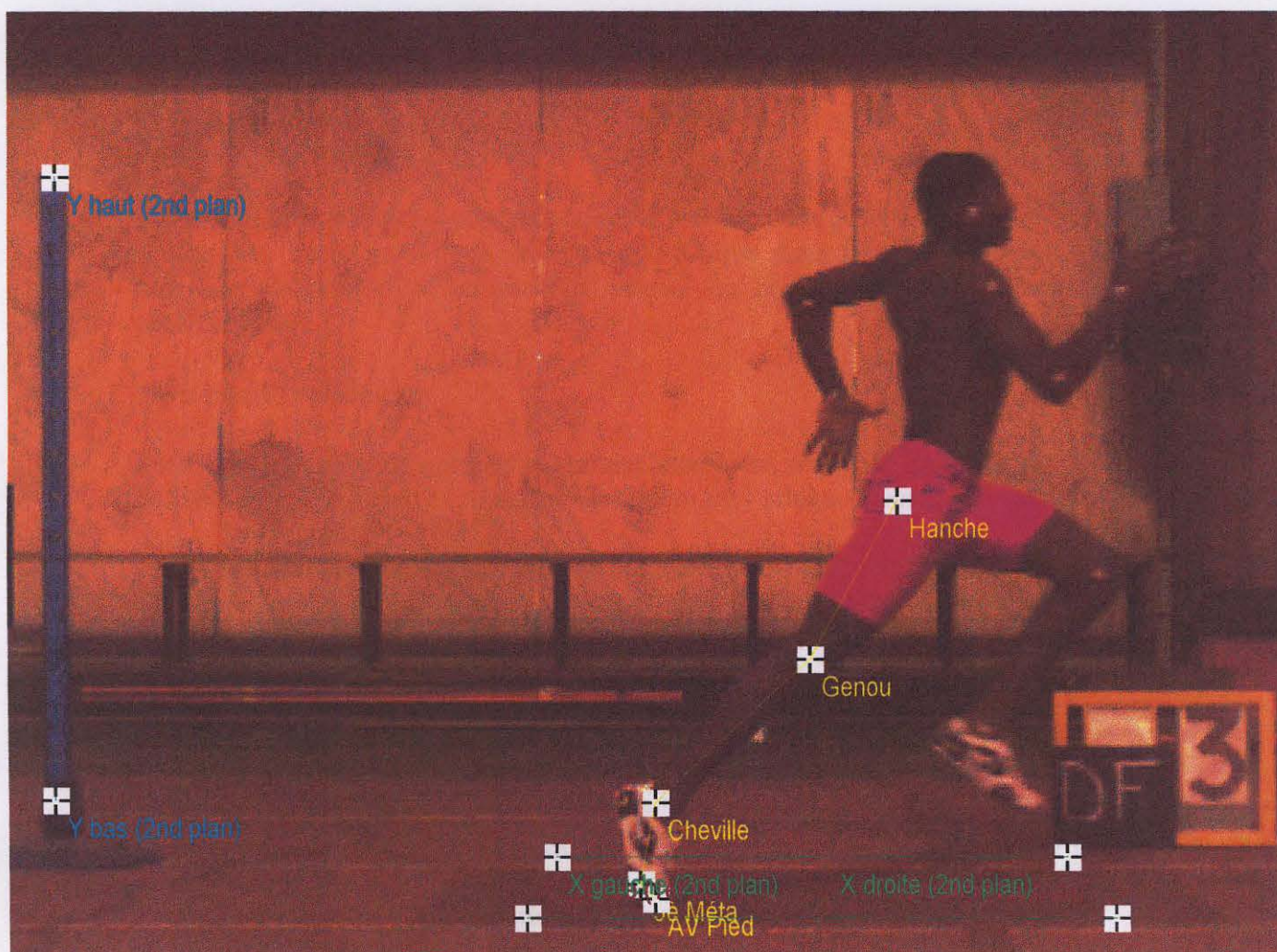


Fig. 3 Athlète valide (fin de contact)

3 TRAITEMENT des DONNEES

3.1 DONNEES CINEMATQUES

1ère phase: édition des trajectoires

Les trajectoires des cibles sont reconstruites à l'aide du logiciel de traitement cinématique VM2 SOFTWARE. Cette procédure est semi-automatique dans la mesure où le logiciel offre des fonctions de prédiction en position, vitesse ou accélération estimés à partir des trames précédentes.

2ème phase: calibration

Pour effectuer des mesures sur ces trajectoires, une phase de calibration est nécessaire. On définit pour cela différents plans dans le couloir où l'athlète effectue son sprint:

- le 1er plan est celui issu de la ligne de couloir la plus proche de la caméra (1ère ligne),
- le 2ème plan est celui issu de la ligne de couloir la plus éloignée de la caméra (2ème ligne),
- le plan de contact est celui issu de la face externe de la chaussure (ou de la lame).

Ce dernier plan est supposé contenir toutes les cibles disposées sur le membre inférieur (appareillé ou non) de l'athlète.

A partir des cibles disposées sur les 1ère et 2ème lignes ainsi qu'à la verticale de celles-ci, on en déduit la valeur du pixel dans ces deux plans: 3.8 et 4.5mm en moyenne.

En mesurant la position relative du pied (ou extrémité de lame) dans le couloir, on en déduit linéairement la **valeur du pixel dans le plan de contact: environ 4mm.**

3ème phase: filtrage des données

Une fois qu'elles ont été calibrées, les données sont ensuite filtrées à l'aide d'un filtre Butterworth du second ordre dont la fréquence de coupure est fixée à 50 Hz. De cette manière, le bruit résiduel (dû en particulier à la fréquence de l'éclairage électrique) est éliminé sans trop altérer le signal original.

4ème phase: normalisation

Pour permettre la comparaison des données entre les différentes configurations (membre appareillé, controlatéral et valide), les données sont ensuite tronquées de manière à ne conserver que la phase d'appui. Celle-ci est délimitée par les instants suivants:

- début d'appui: lorsque la composante verticale de l'effort d'appui franchit le seuil de 10 kg,
- fin d'appui: lorsque la chaussure (ou la lame) quitte le sol.

La normalisation permet de déduire de plusieurs essais dans la même configuration une courbe moyenne (ainsi qu'un écart moyen) qui peut ainsi être comparée à une autre courbe moyenne dans une autre configuration.

3.2 COMPOSANTES DE L'EFFORT D'APPUI

*1ère phase: **filtrage des données***

Les composantes verticale et longitudinale de l'effort d'appui sont d'abord filtrées à l'aide d'un filtre Butterworth du second ordre dont la fréquence de coupure est également fixée arbitrairement à 50 Hz.

*2ème phase: **double normalisation***

Pour permettre la comparaison des composantes de l'effort d'appui entre les différentes configurations (membre appareillé, controlatéral et valide), les données d'effort sont ensuite tronquées de manière à ne conserver que la phase d'appui (cf 3.1).

Pour que la comparaison des données d'effort entre deux athlètes différents soit possible, les composantes de l'effort d'appui sont également **normalisées en fonction du poids de chaque athlète**.

4 ATHLETE AMPUTE FEMORAL

4.1 RESULTATS COMPARES à l'ATHLETE VALIDE

Durée et effort d'appui:

La durée moyenne d'appui est la même pour les deux membres inférieurs (121ms), c'est-à-dire de 20% supérieure à celle de l'athlète valide (tab. AF).

Alors que la composante verticale de l'effort d'appui du côté appareillé est identique à celle de l'athlète valide (3.5), elle est de 30% supérieure pour l'appui controlatéral (fig. AF-1). La composante longitudinale mesurée est trop faible pour être prise en compte.

Angulation entre la cuisse et le segment d'appui: (fig.AF-2)

Du côté appareillé, la conjonction des 2 pivots (SUP et INF) aboutit à une angulation totale qui évolue en sens inverse du genou de l'athlète valide et dépasse 160° en cours d'appui.

Le genou controlatéral est décalé en extension par rapport à celui de l'athlète valide, ce qui le rapproche du comportement du pivot.

Angulation du segment d'appui: (fig.AF-3)

En début d'appui, la jambe controlatérale est en extension (100°) alors que celle de l'athlète valide est en flexion (70°).

En 1ère période, la lame et la jambe controlatérale se comportent de manière identique à la jambe de l'athlète valide.

En 2ème période, la jambe controlatérale est décalée en extension par rapport à celle de l'athlète valide, ce qui la rapproche du comportement de la lame.

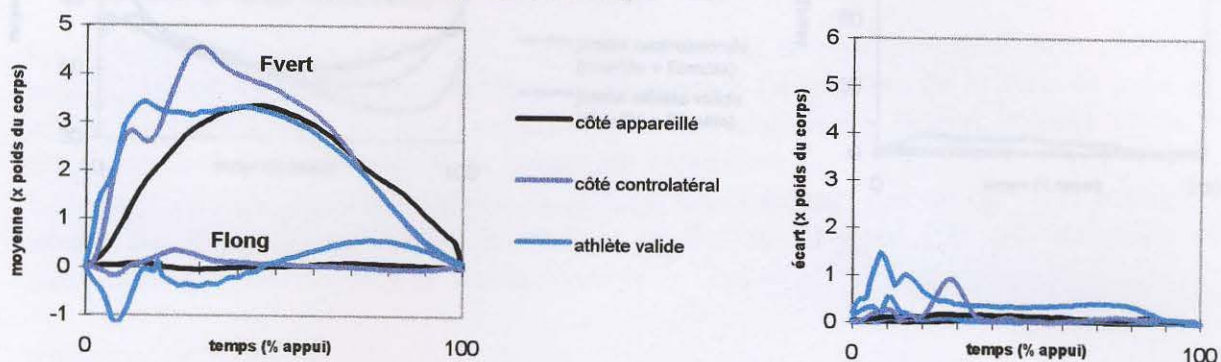
L'écart entre la jambe controlatérale et celle de l'athlète valide provient d'une extension plus importante de la cheville (principalement) et du 5è métatarse (uniquement en fin d'appui). (fig.AF-4/5)

Comportement global:

Des 2 côtés (appareillé et controlatéral), l'athlète amputé fémoral présente un angle entre la cuisse et le segment d'appui plus ouvert que celui du genou de l'athlète valide.

De même, son segment d'appui est moins fléchi c'est-à-dire plus ouvert que la jambe de l'athlète valide.

Fig. AF-1 Effort d'appui - composantes verticale (Fvert) et longitudinale (Flong)



Tab. AF : durée moyenne d'appui (+/- écart)

côté appareillé	121 ms (+/-5)
côté controlatéral	121 ms (+/-2)
athlète valide	103 ms (+/-5)

Fig. AF-2 Angulation cuisse/segment d'appui pivot vs genou controlatéral et valide

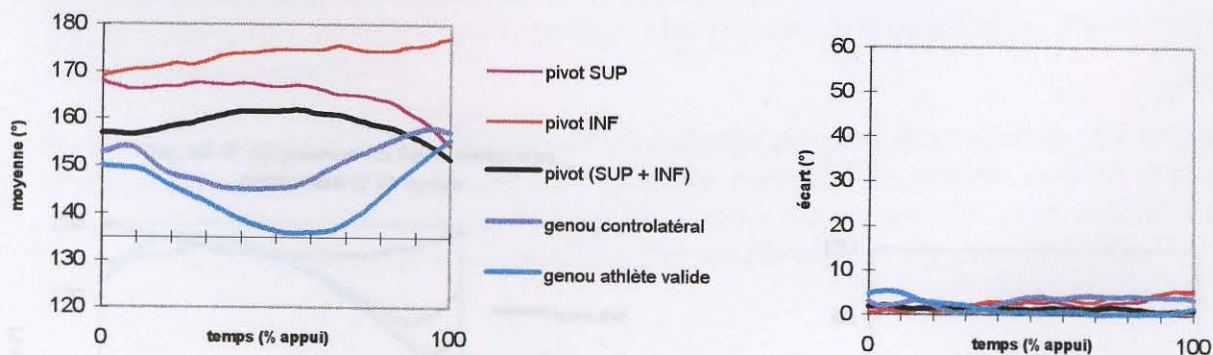


Fig. AF-3 Angulation du segment d'appui
lame vs jambe controlatérale et valide

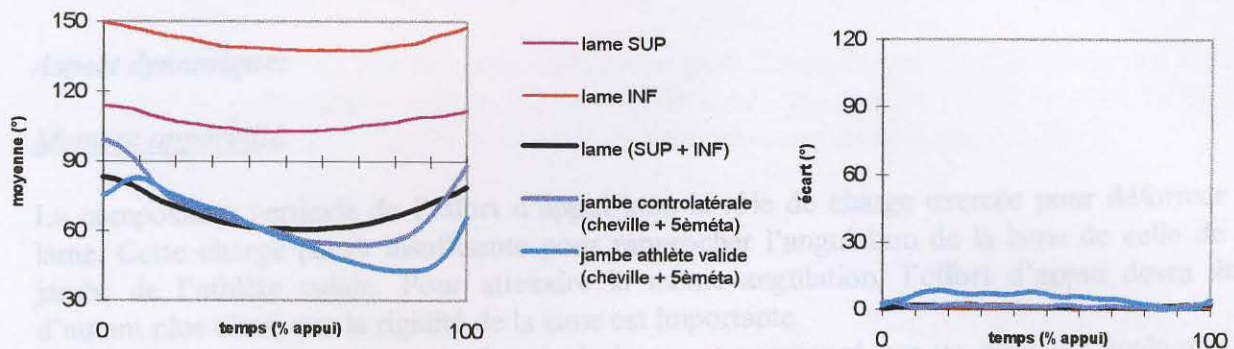


Fig. AF-4 Angulation de la cheville
controlatérale vs valide

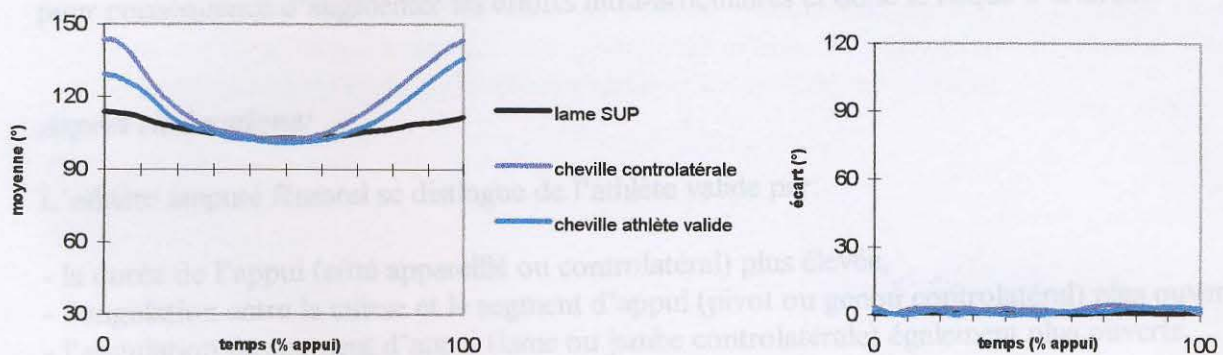
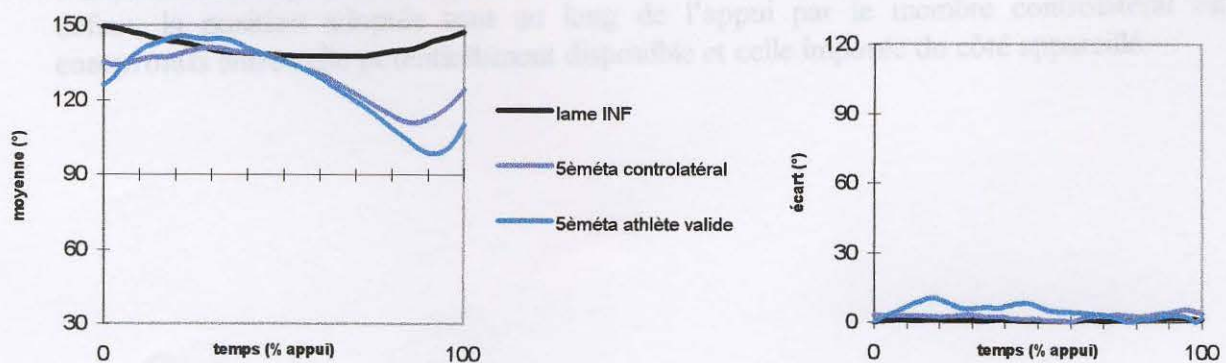


Fig. AF-5 Angulation du 5^{ème} métatarse
controlatéral vs valide



4.2 ANALYSE des RESULTATS

Aspect dynamique:

Membre appareillé:

La composante verticale de l'effort d'appui joue le rôle de charge exercée pour déformer la lame. Cette charge paraît insuffisante pour rapprocher l'angulation de la lame de celle de la jambe de l'athlète valide. Pour atteindre la même angulation, l'effort d'appui devra être d'autant plus élevé que la rigidité de la lame est importante.

Cependant, le décalage en extension de la lame est compensé par un décalage analogue au niveau du pivot. En particulier, le blocage en flexion du pivot INF est nécessaire pour maintenir une bonne avancée du bassin au cours de l'appui.

Membre controlatéral:

La composante verticale très élevée de l'effort d'appui indique une forte décélération du centre de gravité. Ce résultat dont l'origine ne peut être discutée ici (étant liée à la phase d'envol) a pour conséquence d'augmenter les efforts intra-articulaires et donc le risque d'arthrose.

Aspect cinématique:

L'athlète amputé fémoral se distingue de l'athlète valide par:

- la durée de l'appui (côté appareillé ou controlatéral) plus élevée,
- l'angulation entre la cuisse et le segment d'appui (pivot ou genou controlatéral) plus ouverte,
- l'angulation du segment d'appui (lame ou jambe controlatérale) également plus ouverte.

Dans le cas de l'athlète amputé fémoral, il n'apparaît **pas de compensation** au niveau du membre controlatéral mais plutôt un report par symétrie. Comparé à l'athlète valide, la durée d'appui plus élevée de même que la position plus ouverte du membre appareillé se reportent sur le membre controlatéral.

L'absence de compensation par le membre controlatéral provient vraisemblablement de la perte d'informations auparavant transmises par le genou manquant au système nerveux central. A défaut, la position adoptée tout au long de l'appui par le membre controlatéral est un **compromis** entre celle potentiellement disponible et celle imposée du côté appareillé.

4.3 CONCLUSION

L'analyse des résultats obtenus pour l'athlète amputé fémoral a permis d'identifier les facteurs favorisant la performance (effort d'appui sur la lame, blocage du pivot) et ceux la limitant (rigidité de lame, effort d'appui et absence de compensation du côté controlatéral).

Perspectives:

Sans modifier la conception du matériel, il paraît intéressant d'intervenir sur la compensation par le membre controlatéral. Un des objectifs de l'entraînement serait d'obtenir tout au long de l'appui une position plus fermée du membre controlatéral.

Pour obtenir de manière volontaire (et non réflexe) un tel résultat, la préparation musculaire pourrait **privilégier le travail en flexion pour le membre controlatéral**: genou, cheville et 5^{ème} métatarse.

Une fois obtenu, ce résultat aurait pour conséquence de rapprocher la cinématique globale (pour deux appuis successifs) de celle de l'athlète valide. La position plus fléchie du côté controlatéral a un autre avantage: elle permettrait d'absorber une partie de l'effort d'appui (très élevé de ce côté) et donc de mieux préserver les surfaces articulaires.

5 ATHLETE AMPUTE TIBIAL

5.1 RESULTATS COMPARES à l'ATHLETE VALIDE

Durée et effort d'appui:

Alors que la durée moyenne d'appui du côté appareillé est très proche de celle de l'athlète valide (105ms), elle est de 20% supérieure pour l'appui controlatéral (tab. AT).

De même, la composante verticale de l'effort d'appui du côté appareillé est identique à celle de l'athlète valide tandis qu'elle est de 30% supérieure pour l'appui controlatéral (fig. AT-1). La composante longitudinale mesurée est trop faible pour être prise en compte.

Angulation entre la cuisse et le segment d'appui: (fig.AT-2)

Tout au long de l'appui, le genou intact est décalé en flexion par rapport à celui de l'athlète valide: l'action des muscles extenseurs du genou intact paraît insuffisante pour atteindre une angulation identique à celle observée chez l'athlète valide (le potentiel musculaire ayant été affecté par l'amputation).

Inversement, le genou controlatéral est décalé en extension (uniquement en 1ère période)

Angulation du segment d'appui: (fig.AT-3)

Le design de la lame ne permet pas de comparer les angulations SUP et INF avec celle de la jambe. On note simplement que les angulations de la lame varient de façon symétrique: alors que la lame INF fléchit jusqu'à 70° pour revenir à l'angle droit, la lame SUP s'étend jusqu'à l'angle droit pour revenir à 80°.

Tout au long de l'appui, la jambe controlatérale est décalée en extension par rapport à celle de l'athlète valide.

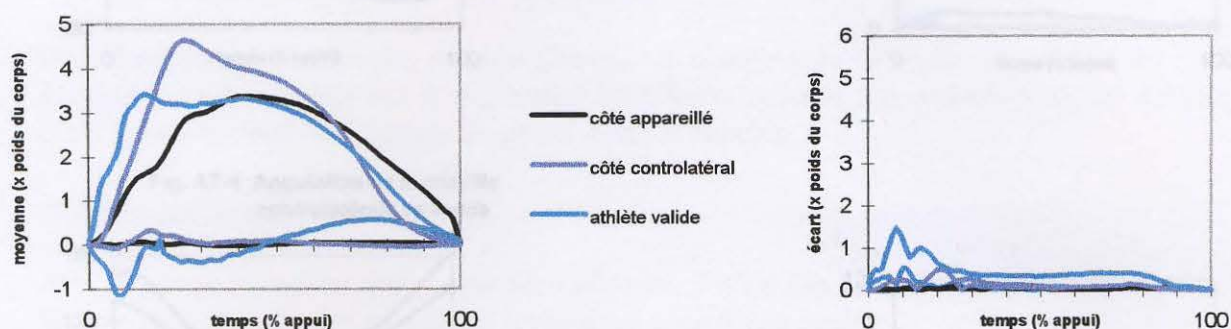
De même que pour l'athlète amputé fémoral, l'écart entre la jambe controlatérale et celle de l'athlète valide provient d'une extension plus importante de la cheville (principalement) et du 5^e métatarse (uniquement en fin d'appui). (fig.AT-4/5)

Comportement global:

Comparé au genou de l'athlète valide, l'athlète amputé tibial présente un genou intact (côté appareillé) plus fermé tandis que son genou controlatéral est plus ouvert.

La jambe controlatérale est moins fléchie c'est-à-dire plus ouverte que celle de l'athlète valide.

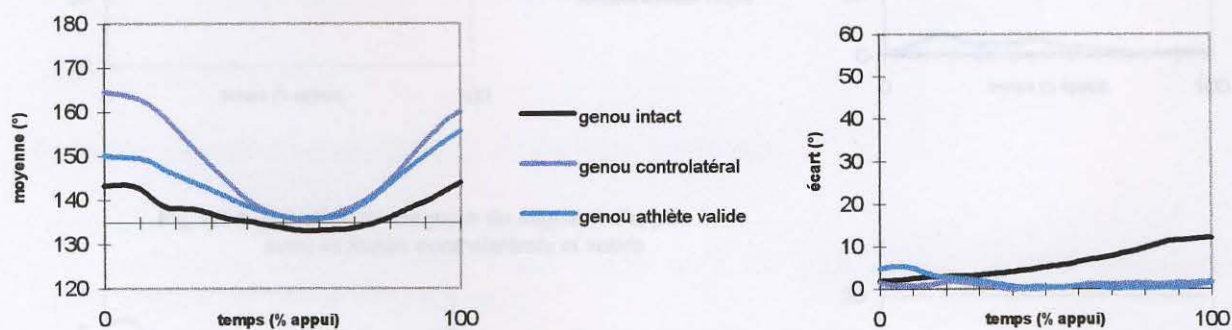
**Fig. AT-1 Effort d'appui - composantes
verticale (Fvert) et longitudinale (Flong)**



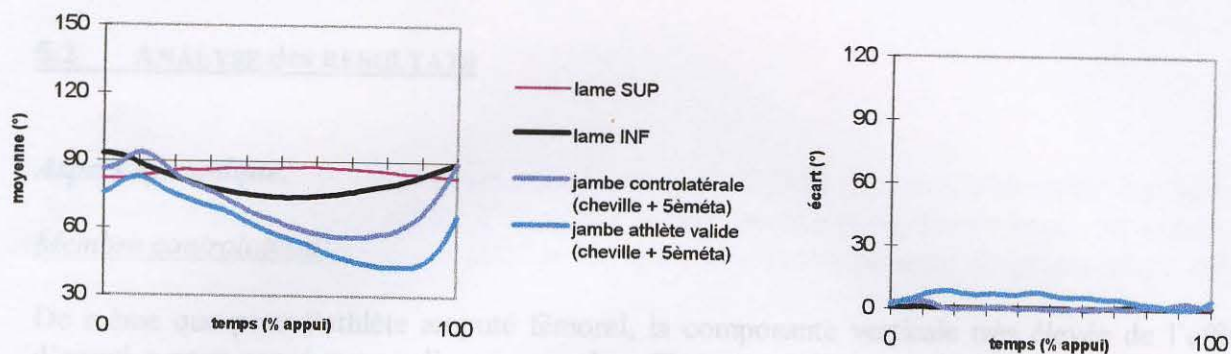
Tab. AT : durée moyenne d'appui (+/- écart)

côté appareillé	105 ms (+/-3)
côté controlatéral	125 ms (+/-1)
athlète valide	103 ms (+/-5)

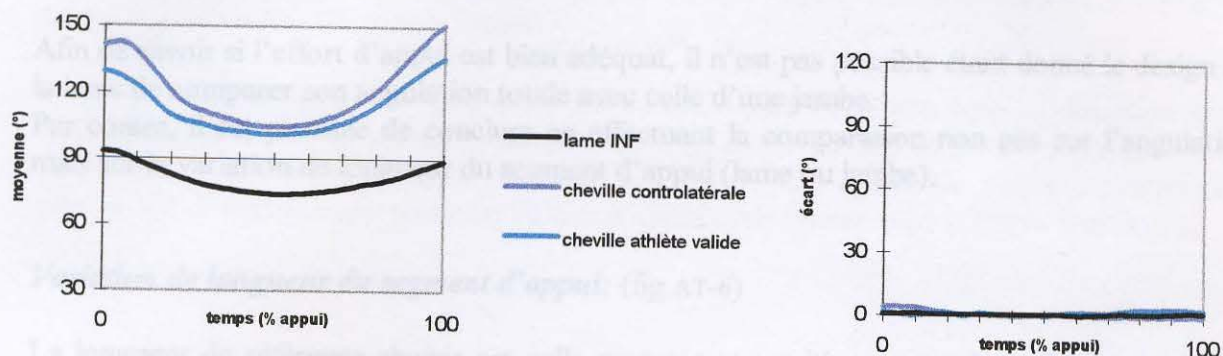
**Fig. AT-2 Angulation cuisse/segment d'appui
genou intact et controlatéral vs valide**



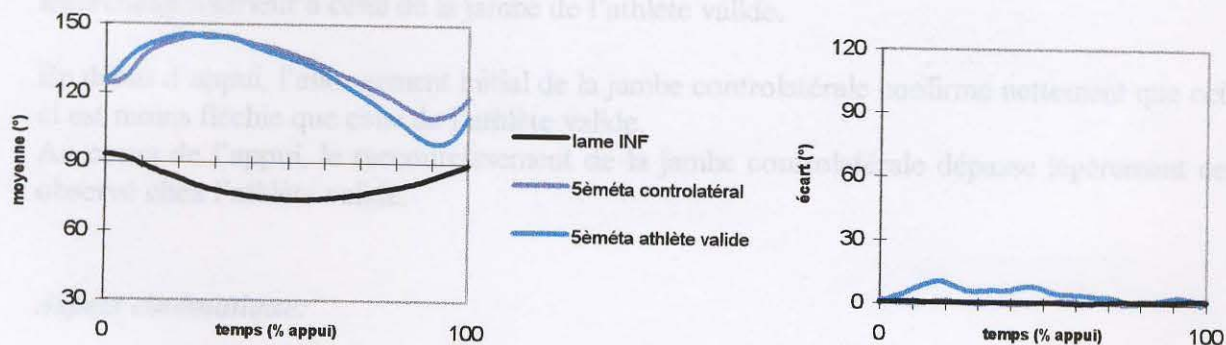
**Fig. AT-3 Angulation du segment d'appui
jambe controlatérale vs valide**



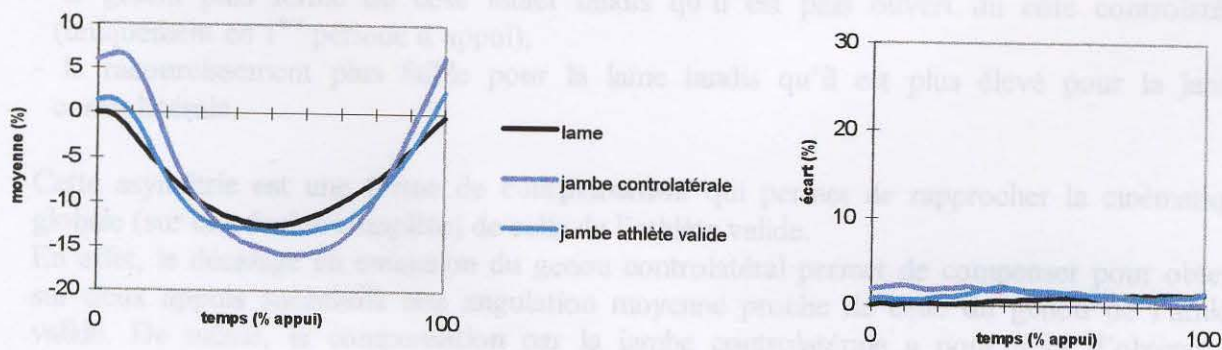
**Fig. AT-4 Angulation de la cheville
controlatérale vs valide**



**Fig. AT-5 Angulation du 5ème métatarse
controlatéral vs valide**



**Fig. AT-6 Variation de longueur du segment d'appui
lame vs jambe controlatérale et valide**



5.2 ANALYSE des RESULTATS

Aspect dynamique:

Membre controlatéral:

De même que pour l'athlète amputé fémoral, la composante verticale très élevée de l'effort d'appui a pour conséquence d'augmenter les efforts transmis aux articulations, ce qui risque d'altérer les surfaces articulaires du genou et de la hanche.

Membre appareillé:

Afin de savoir si l'effort d'appui est bien adéquat, il n'est pas possible étant donné le design de la lame de comparer son angulation totale avec celle d'une jambe.

Par contre, il est possible de conclure en effectuant la comparaison non pas sur l'angulation mais sur la variation de longueur du segment d'appui (lame ou jambe).

Variation de longueur du segment d'appui: (fig.AT-6)

La longueur de référence choisie est celle mesurée en position anatomique (jambe verticale, pied à plat: cheville+5eMéta = 90°). Du côté appareillé, cette distance est prise lorsque la lame n'est pas déformée.

L'effort d'appui paraît adéquat dans la mesure où le raccourcissement de la lame n'est que légèrement inférieur à celui de la jambe de l'athlète valide.

En début d'appui, l'allongement initial de la jambe controlatérale confirme nettement que celle-ci est moins fléchie que celle de l'athlète valide.

Au cours de l'appui, le raccourcissement de la jambe controlatérale dépasse légèrement celui observé chez l'athlète valide.

Aspect cinématique:

L'athlète amputé tibial se distingue de l'athlète valide par:

- la durée de l'appui controlatéral plus élevée,
- le genou plus fermé du côté intact tandis qu'il est plus ouvert du côté controlatéral (uniquement en 1^{ère} période d'appui),
- le raccourcissement plus faible pour la lame tandis qu'il est plus élevé pour la jambe controlatérale.

Cette asymétrie est une forme de **compensation** qui permet de rapprocher la cinématique globale (sur une foulée complète) de celle de l'athlète valide.

En effet, le décalage en extension du genou controlatéral permet de compenser pour obtenir sur deux appuis successifs une angulation moyenne proche de celle du genou de l'athlète valide. De même, la compensation par la jambe controlatérale a pour effet d'obtenir un raccourcissement moyen identique à celui de la jambe de l'athlète valide.

5.3 CONCLUSION

L'analyse des résultats obtenus pour l'athlète amputé tibial a permis d'identifier les facteurs favorisant la performance (effort d'appui sur la lame, design et rigidité de lame, compensation par le membre controlatéral) et ceux la limitant (potentiel musculaire du genou intact, effort d'appui du côté controlatéral).

Perspectives:

Au vu des résultats, il paraît intéressant de prévoir que la préparation musculaire **privilégie le travail en extension du genou intact.**

Etant donné le couplage existant entre les membres inférieurs, une telle modification aurait pour conséquence de diminuer la compensation en extension par le genou controlatéral. De même que pour l'athlète amputé fémoral, la position plus fléchie du membre controlatéral permettrait d'absorber une partie de l'effort d'appui et de limiter ainsi le risque d'arthrose.