



HAL
open science

Étude expérimentale des premières démarches du robot BIP2000

Christine Azevedo Coste, Nicolas Andreff

► **To cite this version:**

Christine Azevedo Coste, Nicolas Andreff. Étude expérimentale des premières démarches du robot BIP2000. [Rapport de recherche] RR-4017, INRIA. 2000. inria-00072624

HAL Id: inria-00072624

<https://inria.hal.science/inria-00072624>

Submitted on 24 May 2006

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.

*Étude expérimentale des premières démarches
du robot BIP2000*

Christine Azevedo et Nicolas Andreff

N° 4017

Octobre 2000

THÈME 4



*Rapport
de recherche*

Étude expérimentale des premières démarches du robot BIP2000

Christine Azevedo et Nicolas Andreff

Thème 4 — Simulation et optimisation
de systèmes complexes
Projet Bip - INRIA

Rapport de recherche n° 4017 — Octobre 2000 — 64 pages

Résumé :

L'INRIA Rhône-Alpes et le *Laboratoire de Mécanique des Solides de l'Université de Poitiers* ont conçu un robot bipède anthropomorphe à quinze degrés de liberté : BIP2000. Les deux laboratoires ont participé ensemble à la réalisation du premier prototype tout en ayant des rôles complémentaires. Le *LMS* s'est chargé de la partie mécanique du prototype, le service *Moyens Robotiques* de l'INRIA a réalisé la partie électronique du robot, l'équipe BIP de l'INRIA avait la responsabilité de la partie contrôle-commande du système. Ce travail commun a permis d'aboutir à une plate-forme expérimentale robuste pour l'étude de la marche bipède robotisée. Ce rapport présente les premiers résultats expérimentaux que nous avons obtenus sur le robot en matière de marche statique plane. Ces résultats ont été présentés à l'Exposition Universelle de Hanovre. Nous avons développé une méthodologie permettant de définir simplement des trajectoires de référence. Ces trajectoires sont paramétrées par des grandeurs physiques et garantissent la stabilité statique du système. La réalisation en boucle ouverte de ces trajectoires prédéfinies a permis d'expérimenter diverses démarches que nous détaillons et comparons dans ce document. Nous développons essentiellement ici la méthode de génération de trajectoires mise en œuvre, et l'étude des résultats expérimentaux obtenus.

Mots-clé : Robots bipèdes, Marche statique, Génération de trajectoires

(Abstract: pto)

Experimental study of the first walking gaits of the robot BIP2000

Abstract: *INRIA Rhône-Alpes* and *Laboratoire de Mécanique des Solides de l'Université de Poitiers* have designed and developed an anthropomorphic biped robot with 15 degrees of freedom: *BIP2000*. The two laboratories have been working together with complementary roles to realize the first prototype. *LMS* was in charge of the mechanical part of the prototype, the *Moyens Robotiques* team of *INRIA* has realized all the electronic part of the robot, the BIP team of *INRIA* was responsible for the system control aspects. This joint work leads to a robust experimental platform for the study of robotic biped walking. This report presents the first experimental results we have obtained with the robot in terms of plane static walking. These results have been presented at the Hannover Universal Exhibition. We have developed a methodology that allows to define reference trajectories easily. These trajectories are parameterized with physical data and ensure the static stability of the system. The open-loop execution of the trajectories has permitted us to experiment different gaits that we present and compare in this document. We develop mainly the trajectory generation method and analyze the obtained experimental results.

Key-words: Biped robots, Static walking, Trajectories génération

Table des matières

1	Introduction	4
1.1	Présentation	4
1.2	La marche bipède	5
2	Description du système robotique	6
2.1	Architecture du robot	6
2.2	Capteurs	8
2.3	Modèle	9
2.4	Contrôle-commande	10
3	Génération des trajectoires	10
3.1	Fonction de sortie	10
3.2	Marche statique symétrique	11
3.3	Trajectoires polynômiales	14
4	Marche de référence	15
4.1	Génération de la marche	15
4.2	Suivi des trajectoires articulaires	16
4.3	Évolution des forces de pression	16
4.4	Évolution de la position du centre de pression	17
4.5	Couples Articulaires	18
4.6	Cyclogrammes	20
4.7	Diagrammes de phase	21
5	Bilan Énergétique	21
6	Expérimentations de démarches	24
6.1	Description des démarches mises en œuvre	24
6.2	Comparaison des démarches	25
7	Conclusions et perspectives	28
8	Remerciements	28
9	Annexes	29
9.1	Marche rapide	29
9.2	Marche grands pas	34
9.3	Marche jambes pliées	39
9.4	Marche jambes mi-pliées	44
9.5	Marche bassin altitude fixe	49
9.6	Marche pied haut	54
9.7	Marche à reculons	59

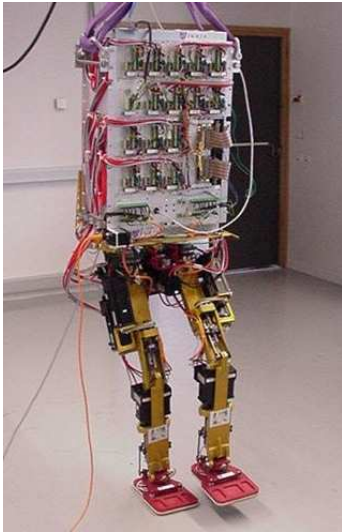


FIG. 1: Robot BIP2000 à 15 ddl



FIG. 2: Version plane de BIP2000

1 Introduction

1.1 Présentation

Les robots marcheurs présentent des avantages sur leurs homologues à roues car ils permettent d'éviter ou de franchir des obstacles. Les robots bipèdes, dont la géométrie est proche de celle de l'homme, s'adaptent également parfaitement à des environnements conçus par et pour l'homme (couloirs, escaliers...), notamment grâce à leur faible encombrement. Les applications des robots bipèdes pourraient être nombreuses et variées, comme par exemple l'assistance de l'homme dans ses activités, la réalisation d'exosquelettes ou la réalisation de prothèses...

C'est dans cette optique que l'INRIA et le LMS (*Laboratoire de Mécanique des Solides de Poitiers*) ont conçu et réalisé le robot BIP2000 (fig.1) en s'inspirant des données cinématiques et des capacités dynamiques anthropomorphes. Pour plus d'informations le lecteur pourra se reporter à [2, 12]. Nous disposons d'un prototype qui devra réaliser à terme une marche dynamique tridimensionnelle. Nous présentons dans ce rapport les premiers résultats expérimentaux que nous avons obtenus pour la marche statique plane d'une version simplifiée du robot. Ces résultats ont été présentés à l'Exposition Universelle de Hanovre¹. La marche statique est la première étape vers la marche dynamique. Plus facile à mettre en œuvre, elle permet une bonne compréhension du problème de la marche bipède. Cette marche sera également utile car, comme nous le verrons, elle est préférée dans certaines situations à la marche dynamique (montée d'escaliers, terrain accidenté...). Ce document analyse les différentes démarches que le robot a effectivement réalisées. Une façon de décrire un

1. <http://www.expo2000.de>

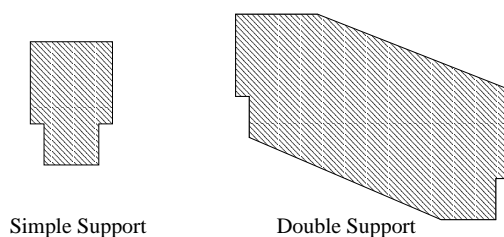


FIG. 3: *Polygone de sustentation*

processus de marche est d'analyser l'énergie dépensée au cours du déplacement [1]. Nous avons donc fait des campagnes de mesures expérimentales pour obtenir les données nécessaires au calcul de cette énergie.

Nous ferons dans un premier temps un rappel des caractéristiques de la marche bipède et des définitions associées. Nous présenterons ensuite le système robotique qui nous intéresse, son architecture mécanique et logicielle, les capteurs disponibles, et enfin, la modélisation et la loi de commande utilisées. Nous décrirons également la méthode qui nous permet de concevoir et générer des démarches exécutables par le robot. Nous analyserons en détail une démarche de référence et les mesures expérimentales associées. Enfin, nous pourrons comparer les résultats expérimentaux obtenus avec différentes démarches.

1.2 La marche bipède

On distingue deux types de marches bipèdes :

- la marche dynamiquement stable souvent appelée marche dynamique,
- la marche statiquement stable appelée marche statique.

La marche dynamique est une suite de déséquilibres avants rattrapés, associés à des déséquilibres latéraux. Au cours de la marche statique, en revanche, l'équilibre est conservé en permanence. Chez l'homme, la marche dynamique est choisie en situation normale, la marche statique est utilisée lorsque la situation est délicate : par exemple, lorsque le terrain est accidenté ou lors de la descente d'escaliers. Le corps est dit en équilibre statique quand la projection de son centre de masse se trouve dans le polygone de sustentation. Le polygone de sustentation (fig.3) correspond à l'enveloppe convexe des points d'appui. Dans la marche bipède, deux situations peuvent ainsi se présenter :

- le simple support lorsqu'un seul des pieds est en contact avec le sol,
- le double support lorsque les deux pieds sont en contact avec le sol.

Le polygone de sustentation correspond à l'empreinte du pied d'appui lorsque le bipède est en simple support et à l'empreinte des deux pieds et de la surface interpodale en double support. Lors de la marche, les pieds ont un mouvement périodique d'une position de support à l'autre (fig.4).

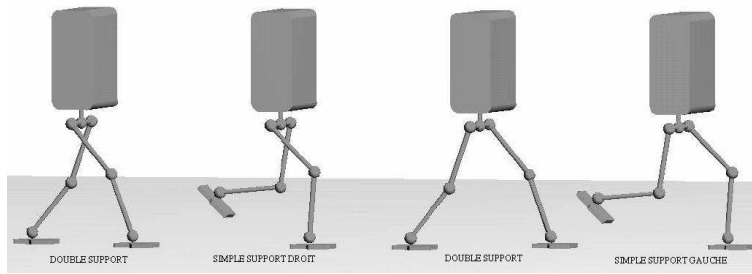


FIG. 4: D'écomposition d'un pas de la marche bipède

UN CYCLE DE MARCHE		
UN PAS		UN PAS
support gauche		balancement gauche
balancement droit	support droit	
simple support	double support	simple support

FIG. 5: Cycle de marche

à un pied donné, on associe la notion de cycle de marche (fig.5). Le cycle commence lorsque ce pied entre en contact avec le sol. Deux phases s'enchaînent alors :

- la phase de support au cours de laquelle le pied reste en contact avec le sol,
- la phase de balancement lors de laquelle ce même pied ne touche plus le sol.

Un pas correspond à la période du cycle de marche entre le moment où un pied entre en contact avec le sol et le moment où l'autre pied entre en contact avec le sol.

Le lecteur se reportera à [14] pour une description plus complète des cycles de marche bipède. Dans le cadre de cette étude, nous nous sommes uniquement penchés sur le problème de la marche statique, plus simple à mettre en œuvre et plus prudente pour les premiers pas du robot, que la marche dynamique.

2 Description du système robotique

2.1 Architecture du robot

Dans cette étude, nous considérons le robot bipède composé de deux jambes à huit articulations actives (ou motorisées). Nous avons associé ces deux jambes à un système mécanique (fig.6) constitué d'un chariot et d'une barre de torsion. Ce système muni de 4 roues contraint le bipède à

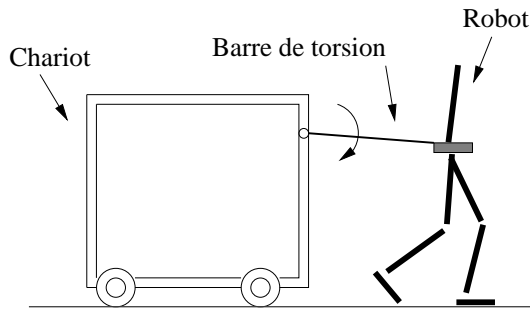


FIG. 6: *Le robot et son chariot*

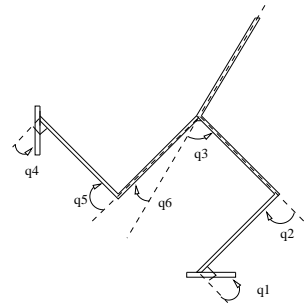


FIG. 7: *Degrés de liberté du robot*

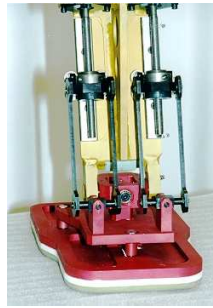


FIG. 8: *Cheville articulée du robot*

évoluer dans le plan sagittal (plan de progression avant), et restreint par conséquent les huit articulations à six degrés de liberté (fig.7).

Les roues sont supposées sans frottement et la barre de torsion du robot est supposée appliquer uniquement une force verticale sur le bassin. Cette barre de torsion garantit la conservation de l'équilibre latéral, mais n'assure pas l'équilibre en avant. Le robot est donc complètement libre dans le plan sagittal.

Les chevilles du robot sont constituées de deux ensembles moteur-transmission en parallèle (fig.8). Ces ensembles bougent simultanément pour donner au pied un mouvement sagittal et/ou frontal. Pour satisfaire à la contrainte d'un robot plan, il faut actionner l'axe sagittal des chevilles sans actionner l'axe frontal. Les deux ensembles moteur-transmission doivent donc fournir un effort parfaitement identique pour pousser la semelle vers le haut ou le bas mais pas sur le côté. En pratique, il est très difficile de garantir un mouvement sagittal totalement propre.

Il est à noter que les longueurs, masses, position des centres de masse et moments d'inertie des segments des jambes sont proches de ceux de l'être humain et que le robot mesure 95cm pour 46 kg [2, 12, 3].

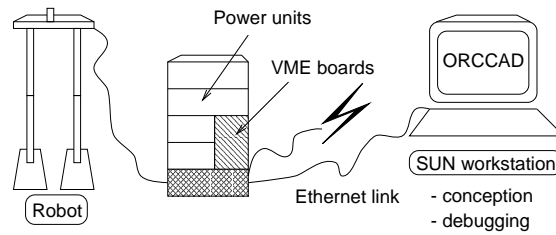


FIG. 9: Architecture informatique

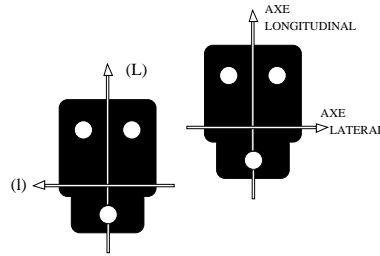


FIG. 10: Pieds instrumentés

Le robot est relié grâce à un cordon ombilical à une armoire qui comporte l'électronique de puissance et de commande. La commande en temps-réel du robot se fait sous le système d'exploitation *VxWorks* et l'environnement ORCCAD [13] depuis une station de travail (fig.9).

2.2 Capteurs

Les capteurs des moteurs-variateurs fournissent la position angulaire relative des axes moteurs. En initialisant le robot dans une position connue, on peut en déduire la position absolue.

Trois capteurs d'effort placés sur chaque pied (fig.10) permettent de mesurer la composante verticale de la force de réaction du sol (force de pression), les deux composantes du moment de cette force dans le plan horizontal et la position du centre de pression.

Description des capteurs de force

Sur chaque pied, les capteurs sont situés au talon, à l'avant droit et à l'avant gauche (fig.10). Chaque capteur délivre une valeur qui correspond à la force exercée par le tibia sur le capteur. On dispose donc pour chaque pied de trois valeurs : F_T , F_D et F_G . Les positions des capteurs de chaque pied sont exprimées dans un repère centré en la projection de la cheville sur la semelle et d'axes tels que représentés sur la figure 10. On notera respectivement : $C_T = (l_T, L_T)$, $C_D = (l_D, L_D)$ et $C_G = (l_G, L_G)$ les coordonnées des capteurs. Nous ferons l'hypothèse que les semelles se posent toujours à plat sur un sol horizontal afin de simplifier les calculs. Cette hypothèse, nous le verrons, a une conséquence sur la définition des démarches du robot. En appliquant les équations d'équilibre

des forces et des moments on obtient le torseur (F_p, Mp_l, Mp_L) des actions de pression au point de projection de la cheville sur la semelle.

Force de réaction au sol

L'équation d'équilibre des forces projetée sur l'axe vertical permet d'obtenir la composante verticale F_p de la force de pression qui s'applique sur le pied de support. Elle permet de savoir dans quelle phase de support de la marche on se trouve.

$$F_p = -F_T - F_G - F_D \quad (1)$$

Moment de la force de réaction

L'équation d'équilibre des moments projetée sur les axes latéral et longitudinal du pied permet de déterminer les composantes Mp_l et Mp_L du moment de pression.

$$\begin{cases} Mp_l = -L_T \times F_T - L_G \times F_G - L_D \times F_D \\ Mp_L = -l_T \times F_T - l_G \times F_G - l_D \times F_D \end{cases} \quad (2)$$

Centre de pression et centre de masse

Le centre de pression est le point en lequel le moment de pression est nul. La position du centre de pression s'obtient d'après :

$$C_p = \begin{pmatrix} Cp_l \\ Cp_L \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\frac{Mp_L}{F_p} \\ \frac{Mp_l}{F_p} \end{pmatrix} \quad (3)$$

La position du centre de masse s'obtient en utilisant la dynamique directe du robot. Dans le cas de la marche statique, le centre de pression et la projection verticale du centre de masse sont confondus. La comparaison mouvements du centre de masse et du centre de pression nous permettra de vérifier expérimentalement que la marche réalisée est effectivement statiquement stable.

2.3 Modèle

Classiquement, l'équation de la dynamique du robot peut s'exprimer sous la forme Lagrangienne :

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \Gamma \quad (4)$$

où q est l'ensemble des positions articulaires, $M(q)$ est la matrice d'inertie, $C(q, \dot{q})$ est le vecteur de Coriolis et des forces centrifuges, $G(q)$ est le vecteur de gravité et Γ le vecteur des couples articulaires. On notera tout au long de ce document : \dot{a} la dérivée première de la composante a et \ddot{a} sa dérivée seconde. Le modèle ayant pour référence le pied de support, il faut changer de modèle à chaque nouveau pas, c'est-à-dire à chaque changement de pied de support. En outre, il

peut arriver que le robot passe par des phases de double support. Dans ce cas, nous utiliserons un modèle intermédiaire qui est une combinaison linéaire des deux modèles de simple support dont les influences dépendent du poids supporté par chaque pied.

Afin de déterminer chaque terme (M, C, G) de l'équation (4), nous avons utilisé un outil de génération automatique des dynamiques de Lagrange de robots arborescents flottants rigides avec référence variable : ROBOTDYN [6]. Cet outil utilise la représentation de Khalil-Kleinfinger [9] du robot et génère automatiquement son modèle dynamique. Nous avons greffé des programmes SCILAB² sur cette base pour générer des trajectoires et visualiser les mouvements du robot.

2.4 Contrôle-commande

Nous souhaitons poursuivre des trajectoires articulaires. Ces trajectoires pourront être calculées *a priori* (voir § 3) ou en-ligne. Pour cela, nous utilisons une loi de commande de type proportionnel-dérivé associé à une compensation de gravité pour calculer les couples articulaires Γ :

$$\Gamma = K_p(q_d - q) + K_v(\dot{q}_d - \dot{q}) + \hat{G}(q) \quad (5)$$

avec K_p et K_v des vecteurs de constantes positives, q_d la trajectoire désirée que l'on poursuit et \hat{G} une estimation du vecteur gravité. Les moteurs que nous utilisons sont commandés en tension notée U . Nous avons transformé Γ en vecteur de tensions U' grâce aux modèles des moteurs [8] et nous avons introduit une compensation des frottements :

$$U = U' + f.sign(\dot{\theta}_m) \quad (6)$$

où f est le vecteur des constantes de frottements et $\dot{\theta}_m$ le vecteur des vitesses moteurs.

Pour plus d'informations sur l'architecture et les algorithmes de la commande du robot, se reporter à [3].

3 Génération des trajectoires

Toutes les démarches considérées dans le cadre de cette étude ont été générées pour être des marches dans le plan sagittal, symétriques, statiquement stables et sans double support. Nos démarches ne s'appuient pas sur des données anthropomorphiques et ne sont probablement pas optimales. Néanmoins, nous les avons définies d'un point de vue esthétique pour qu'elles ressemblent à l'idée que l'on peut se faire de la marche humaine.

3.1 Fonction de sortie

Afin de définir des trajectoires articulaires de marche (q_d et \dot{q}_d), nous avons choisi de nous placer dans un espace de sortie, dans lequel les 6 degrés de liberté du robot se représentent de manière plus intuitive que dans l'espace articulaire. Par inversion de la fonction de sortie, nous pouvons ensuite

2. <http://www-rocq.inria.fr/scilab>

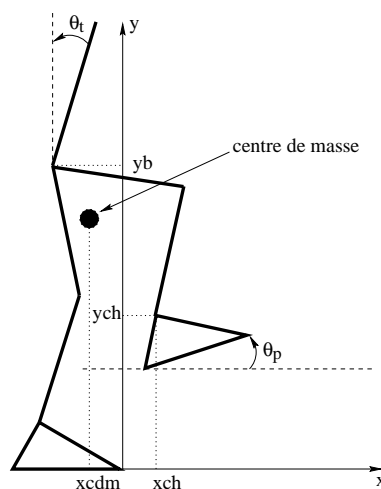


FIG. 11: Définition de la fonction de sortie.

transformer les trajectoires générées dans l'espace de sortie en trajectoires articulaires, utilisables par la commande présentée précédemment (§ 2.4).

Les 6 composantes indépendantes du vecteur de sortie sont les suivantes (fig.11) :

1. Position longitudinale de la projection du centre de masse (x_{cdm}) ;
2. Altitude du bassin (y_b) ;
3. Orientation du tronc (θ_t) ;
4. Position longitudinale de la cheville libre (x_{ch}) ;
5. Altitude de la cheville libre (y_{ch}) ;
6. Orientation de la semelle du pied libre (θ_p).

où l'origine du repère est fixé au bout des orteils du pied de support, avec les orientations de la figure 11. Nous noterons cette fonction de sortie sous la forme suivante :

$$f = (x_{cdm} \quad y_b \quad \theta_t \quad x_{ch} \quad y_{ch} \quad \theta_p)^T \quad (7)$$

3.2 Marche statique symétrique

La fonction de sortie définie précédemment doit vérifier un certain nombre de contraintes :

- le robot doit conserver son équilibre statique ;

- le pied de vol ne doit pas heurter intempestivement le sol ;
- la fonction de sortie doit être continue.

Équilibre statique

Afin que le robot conserve un équilibre statique au cours de la marche, il est nécessaire que la projection de son centre de masse reste en permanence dans le polygone de sustentation (fig.3). Dans le cas de la marche plane, cela signifie que sa projection (x_{cdm}) doit se trouver, lors de la phase de simple support, entre les deux extrémités du pied de support et, lors de la phase de double support, entre l'avant du pied le plus avancé et l'arrière du pied le plus en retrait.

Gestion du double support

La continuité de la fonction de sortie impose de déplacer la projection du centre de masse d'un pied à un autre lors de la phase de double support. Or, durant cette phase, le robot a ses deux pieds fixes et ses deux jambes forment une chaîne fermée avec le sol. Nous avons dans ce cas un problème d'hyperstaticité en ce sens qu'un mouvement d'une articulation doit être compensé par le mouvement d'une ou plusieurs autres articulations de la chaîne. Cette situation étant difficile à gérer (nous ne disposons pas de mesure des forces de pression tangentielles), nous avons choisi de n'autoriser aucun mouvement lors de la phase de double support. L'absence de mouvements pendant le double support implique que la phase de support gauche soit immédiatement suivie de la phase de support droit, et vice-versa. Par conséquent, à la fin du simple support gauche, le robot doit se retrouver dans la position initiale du simple support droit (fig.5).

Longueur des pas et marge de recouvrement

La conséquence de ce qui précède est que la projection du centre de masse doit se trouver au changement de pas, donc de support, à la fois entre les extrémités du pied gauche (équilibre en fin du pas gauche) et celles du pied droit (équilibre en début du pas droit). Pour plus de sûreté, on peut définir une distance de sécurité à l'arrière du pied (x_1) ainsi qu'à l'avant (x_2), qui définissent un intervalle autorisé des variations de la projection du centre de masse. Ces deux distances sont laissées au choix du concepteur de la trajectoire.

La définition de ces marges implique donc qu'il y ait un recouvrement longitudinal entre les deux pieds, de longueur au moins égale à $x_1 + x_2$. En choisissant le cas d'égalité, nous avons choisi le recouvrement minimal (cf figure 12). De plus, nous pouvons en déduire immédiatement une relation entre x_1 , x_2 et la longueur l_p du pas :

$$l_p = 2(d - x_1 - x_2) \quad (8)$$

où d est la longueur du pied. Cette dernière relation permet de remplacer l'un des deux paramètres x_1 et x_2 par la longueur du pas. Le paramètre restant permet alors de régler la position de l'intervalle de variation du centre de masse de manière à ce que le robot marche plutôt "sur ses talons" ou au contraire sur "ses orteils". Cela revient à définir une position médiane du centre de masse.

$$x_{med} = \frac{d_2 + x_1 - 2x_2}{2} \quad (9)$$

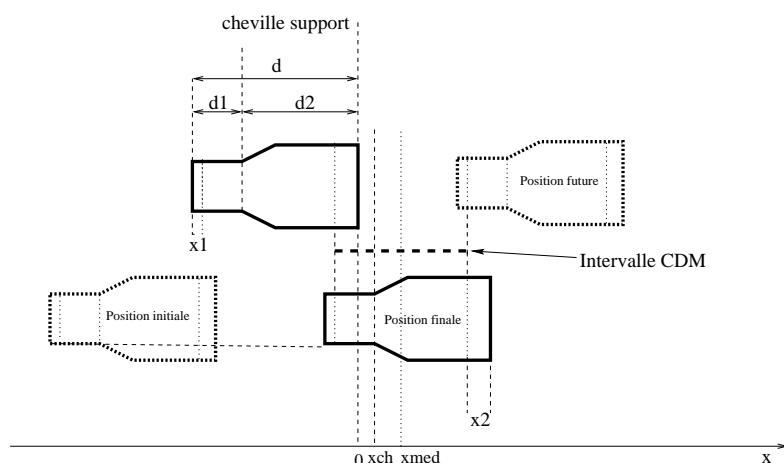


FIG. 12: Contraintes sur la position des pieds et la projection du centre de masse.

La deuxième conséquence due au choix d'un recouvrement minimal est que la projection du centre de masse doit se trouver, au début du pas, à la distance x_1 de l'arrière du pied de support et, en fin de pas, à la distance x_2 de l'avant du pied de support. Par ailleurs, la position initiale et finale de la cheville libre est elle aussi fixée par ce choix.

$$\begin{aligned} x_{ch}^{ini} &= -d + x_1 + x_2 - d_2 \\ x_{ch}^{fin} &= d_1 - x_1 - x_2 \end{aligned} \quad (10)$$

Altitude de la cheville en vol

Pour que le pied en vol n'entre pas en contact avec le sol avant la fin du pas, nous avons choisi de conserver ce pied horizontal ($\theta_p = 0$). La contrainte de non contact se résume alors à ce que l'altitude de la cheville en vol reste supérieure à celle de la cheville du pied de support, c'est-à-dire à la hauteur h du pied ($y_{ch} \geq h$).

Enfin, les autres composantes de la fonction de sortie (θ_t, y_b) ne sont soumises à aucune contrainte spécifique. Néanmoins, nous avons choisi de garder le tronc vertical, ce qui implique: $\theta_t = 0$. En revanche, l'altitude du bassin est entièrement libre, définissant implicitement la flexion des genoux.

En conclusion, la valeur de la fonction de sortie en début de pas est :

$$f^{ini} = (-d + x_1 \quad y_b^{ini} \quad 0 \quad -d + x_1 + x_2 - d_2 \quad h \quad 0)^T \quad (11)$$

et en fin de pas :

$$f^{fin} = (-x_2 \quad y_b^{fin} \quad 0 \quad d_1 - x_1 - x_2 \quad h \quad 0)^T \quad (12)$$

Une trajectoire est donc un vecteur de 6 polynômes fonctions du temps t .

$$f(t) = (P_{cdm}(t) \quad P_b(t) \quad P_t(t) \quad P_x(t) \quad P_y(t) \quad P_\Theta(t))^T \quad (13)$$

On peut considérer ce vecteur comme un polynôme à coefficients dans \mathbf{R}^6 :

$$f(t) = \sum_{i=0}^n A_i t^i \quad (14)$$

où : $A_i = (a_{cdm}^i, a_b^i, a_t^i, a_x^i, a_y^i, a_\Theta^i) \in \mathbf{R}^6$

3.3 Trajectoires polynômiales

Ayant exprimé les contraintes imposées à la fonction de sortie, nous pouvons nous intéresser à la génération de trajectoires entre la valeur de début de pas et celle de fin de pas de cette fonction de sortie. Pour cela, nous avons procédé par interpolation polynômiale entre des positions clés dans l'espace de sortie. Le nombre de positions clés dépend du degré des polynômes utilisés et des contraintes imposées à la vitesse en ces positions. Pour générer une trajectoire de marche sur sol plat telle que :

- continue C^1 ,
- sans choc au poser du pied

un polynôme de degré 4 est suffisant. En effet, deux contraintes sont déjà imposées par les positions à l'instant initial (t^{ini}) et à l'instant final (t^{fin}) vues précédemment.

Pour éviter des chocs du pied libre avec le sol en fin de pas, nous avons choisi de terminer chaque pas avec une vitesse nulle dans l'espace de sortie, imposant ainsi une vitesse nulle de chaque articulation. Pour assurer une continuité des vitesses lors du changement de support, nous avons alors aussi une vitesse initiale nulle. Nous avons donc deux contraintes supplémentaires.

Enfin, afin que le pied en vol s'élève effectivement, nous avons imposé que la position à l'instant médian ($t^{inter} = (t^{ini} + t^{fin})/2$) soit telle que :

$$f^{inter} = \left(\frac{1}{2}(x_{cdm}^{ini} + x_{cdm}^{fin}) \quad y_b^{inter} \quad 0 \quad \frac{1}{2}(x_{ch}^{ini} + x_{ch}^{fin}) \quad y_{ch}^{inter} \quad 0 \right)^T \quad (15)$$

où y_b^{inter} et y_{ch}^{inter} sont laissés au choix du concepteur. On obtient ainsi une cinquième contrainte dans \mathbf{R}^6 , soit le nombre nécessaire et suffisant pour définir un polynôme de degré 4. En conclusion, nos trajectoires dans l'espace de sortie sont obtenues par interpolation polynômiales de degré 4 entre une position initiale, une position finale et une position intermédiaire. Elles permettent un équilibre statique du robot, sans mouvement lors de la phase de double support. Elles sont paramétrées par :

- l'altitude initiale du bassin (y_b^{ini});
- l'altitude intermédiaire du bassin (y_b^{inter});
- l'altitude intermédiaire de la cheville libre (y_{ch}^{inter});
- la longueur du pas (l_p);
- la position médiane du centre de masse au dessus du pied (x_{med});
- le temps de parcours de la trajectoire ($t^{fin} - t^{ini}$).

4 Marche de référence

4.1 Génération de la marche

Nous avons généré une démarche de référence qui correspond à l'enchaînement de pas d'une longueur de 38 cm toutes les 4 secondes. Nous avons déterminé les différentes composantes du vecteur de sortie pour le simple support droit (fig.13). La hauteur du bassin est identique en début et fin de pas, mais s'élève de 1 cm en cours de pas. L'élévation du bassin se retrouve dans la marche humaine et permet de réduire les mouvements du genou. La projection du centre de masse se déplace de l'arrière du pied vers l'avant. Le pied reste horizontal et le tronc vertical sur toute la durée du pas. La cheville de la jambe de balancement s'élève de 5 cm pour éviter le sol et se déplace pour se reposer 38 cm en avant. L'allure d'un pas de la démarche ainsi générée est présentée sur le schéma filaire en figure 14.

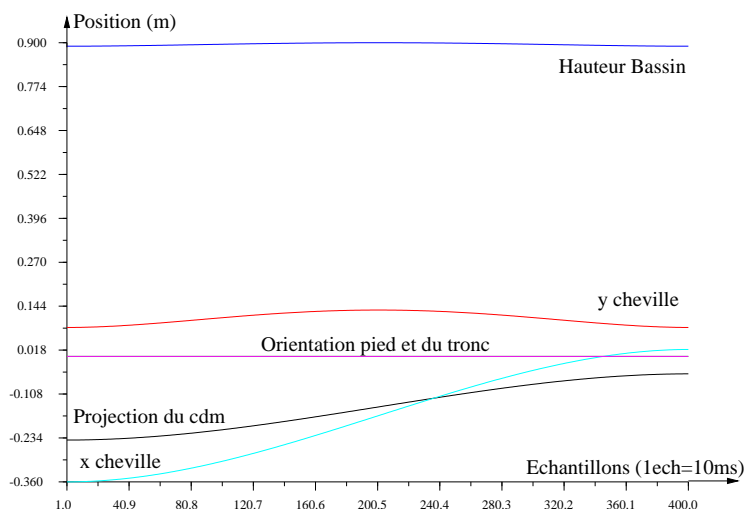


FIG. 13: Paramètres de la fonction de sortie au cours d'un pas.

Nous avons traduit ces trajectoires en termes de trajectoires articulaires par inversion de la fonction de sortie. Nous avons ainsi obtenu les trajectoires q_d sur un pas (fig.15). La marche étant symétrique, les trajectoires des deux jambes sont identiques mais décalées dans le temps. On peut symétriser les trajectoires d'une jambe à l'autre et recoller l'ensemble pour obtenir la démarche complète (fig.15).

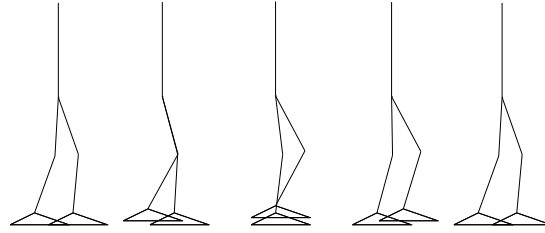
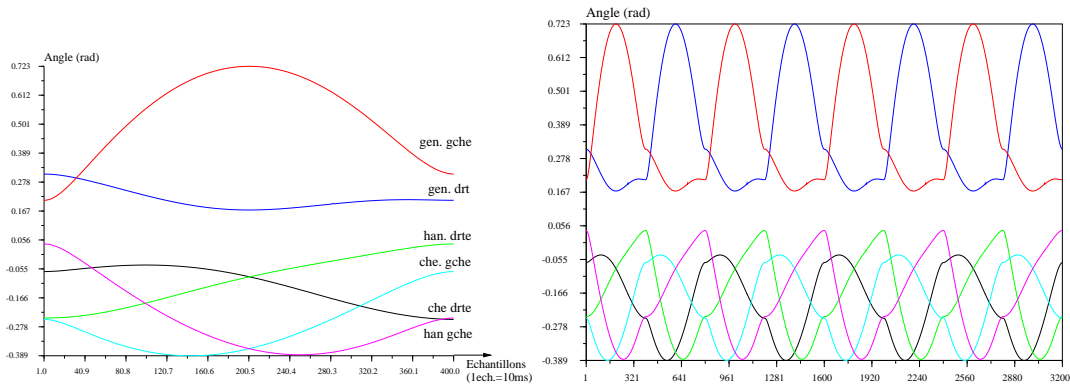


FIG. 14: Décomposition d'un pas de la marche de référence

FIG. 15: Évolution des trajectoires articulaires $q_d(t)$ sur 1 pas à gauche et sur 8 pas à droite

4.2 Suivi des trajectoires articulaires

En appliquant la commande (§2.4) au robot, nous avons pu réaliser de façon expérimentale la démarche générée. Le suivi de trajectoire obtenu est présenté en figure 16. On constate que la poursuite des trajectoires désirées est très correcte, les erreurs maximales ne dépassant pas 1.3 degrés (fig.16). Notre commande est une régulation sur des trajectoires définies en boucle ouverte. Par conséquent, les changements de support physiques ne coïncident pas toujours avec les changements de support prévus lors de la génération de trajectoire, cela explique une grande partie des erreurs de poursuite.

4.3 Évolution des forces de pression

Les valeurs des capteurs de force nous ont permis de calculer la composante verticale des forces de pression sur chaque pied (fig.17). Cette composante permet de déterminer dans quelle phase de support de la marche on se trouve (fig.17). Lorsque le robot est en phase de simple appui, toute la masse du robot est supportée par un seul pied et la force de pression sur le pied de support est donc égale au poids total du robot (450 N). En cas de double support, le poids du robot est réparti sur

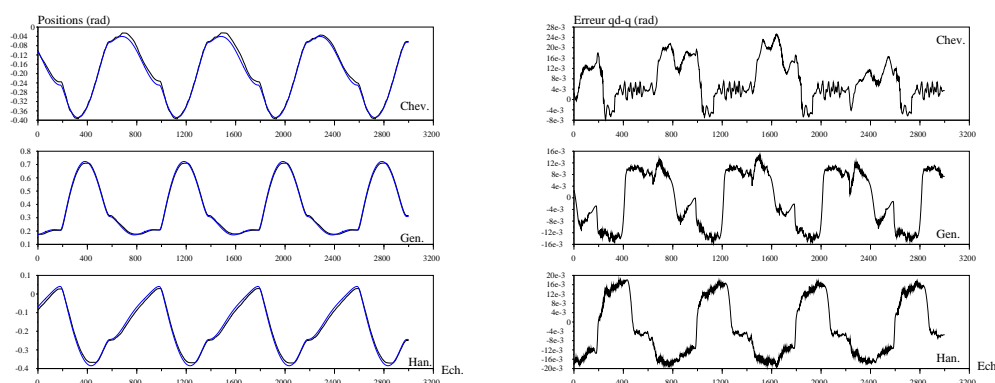


FIG. 16: Poursuite des trajectoires de référence et erreurs de poursuite sur la jambe droite

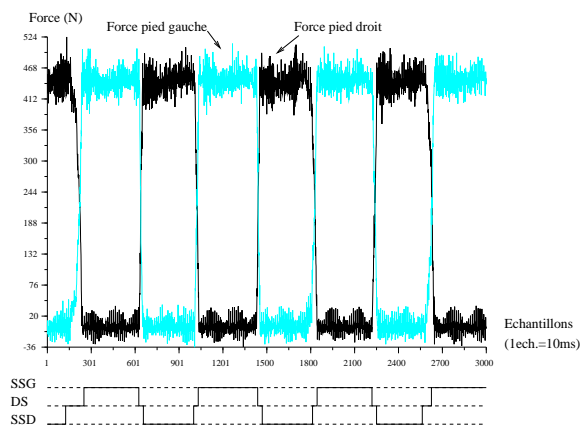


FIG. 17: Évolution des forces de pression et changements de support

les deux pieds. La figure 17 permet de visualiser les différents supports (simple support droit (*SSD*), simple support gauche (*SSG*), double support (*DS*)). On constate que les transferts de poids d'un pied sur l'autre sont linéaires entre deux phases de simple support (échantillon 1400). Ceci correspond à l'hypothèse faite lors de la conception de la commande (§2.4). On remarque qu'il y a très peu de double support (transferts de poids rapides) comme souhaité (§3).

4.4 Évolution de la position du centre de pression

À partir des valeurs des capteurs d'effort, il est aussi possible de calculer les positions du centre de pression (3). Rappelons que sous l'hypothèse qu'il n'y ait pas de double support, le centre de

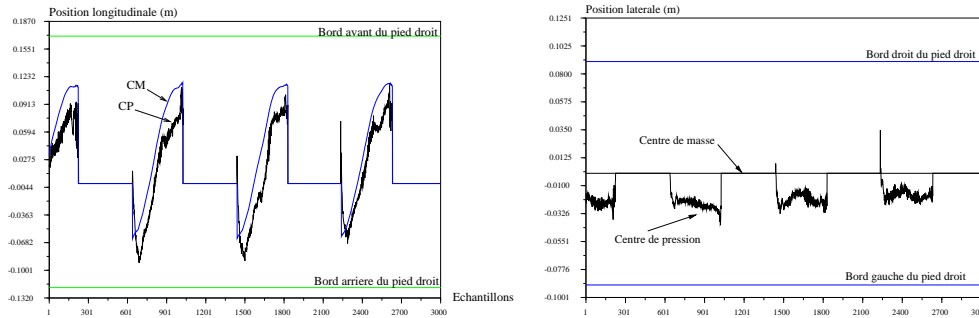


FIG. 18: Coordonnées du centre de pression et de la projection du centre de masse et limites du pied droit.

pression se trouve sur la semelle du pied de support. On peut ainsi le situer par rapport à la cheville de support. En théorie lors de la marche statique la position du centre de pression et la projection du centre de masse coïncident. La projection du centre de masse se déplace, en marche statique plane, uniquement le long de l'axe longitudinal du pied de support. On peut vérifier (fig.18) que le centre de pression reste bien à l'intérieur du polygone de sustentation (la semelle du pied de support), c'est-à-dire que le robot est en permanence resté en équilibre statique. Ceci est confirmé par le fait que les déplacements longitudinaux du centre de pression et du centre de masse sur la semelle du pied droit lorsque celui-ci sert de pied de support sont très similaires (fig.18 à gauche). En revanche, le centre de pression est décalé latéralement par rapport au centre de masse vers l'intérieur du pied (fig.18 à droite). Le robot ne se déplace donc pas uniquement dans le plan sagittal. Cela peut être dû à une faiblesse de la barre de torsion, à un sol qui ne serait pas complètement horizontal ou à des pieds qui ne seraient pas posés complètement à plat. En effet, comme nous l'avons vu (fig.8), la cheville est commandée à l'aide de deux moteurs en parallèle, ce qui, en pratique, rend difficile le découplage des deux mouvements sagittal et frontal.

4.5 Couples Articulaires

À partir des tensions mesurées, des paramètres des moteurs et des rapports de réduction des chaînes de transmission, les couples articulaires réellement appliqués sont calculés (*couples articulaires mesurés*). On peut également calculer les couples articulaires en insérant dans le modèle dynamique (§2.3) les positions articulaires enregistrées. On obtient ainsi des *couples articulaires simulés*. Dans ce calcul, nous utilisons les informations des capteurs d'effort pour déterminer les changements de support et les changements de modèle associés. Par souci de simplification, nous avons choisi de négliger ici les phases de double support.

La figure 19 représente, pour chaque articulation, les couples articulaires mesurés, simulés ainsi que les vitesses calculées à partir des positions articulaires. On peut vérifier que les comportements des deux jambes sont sensiblement identiques. On remarque de plus la bonne répétabilité de la

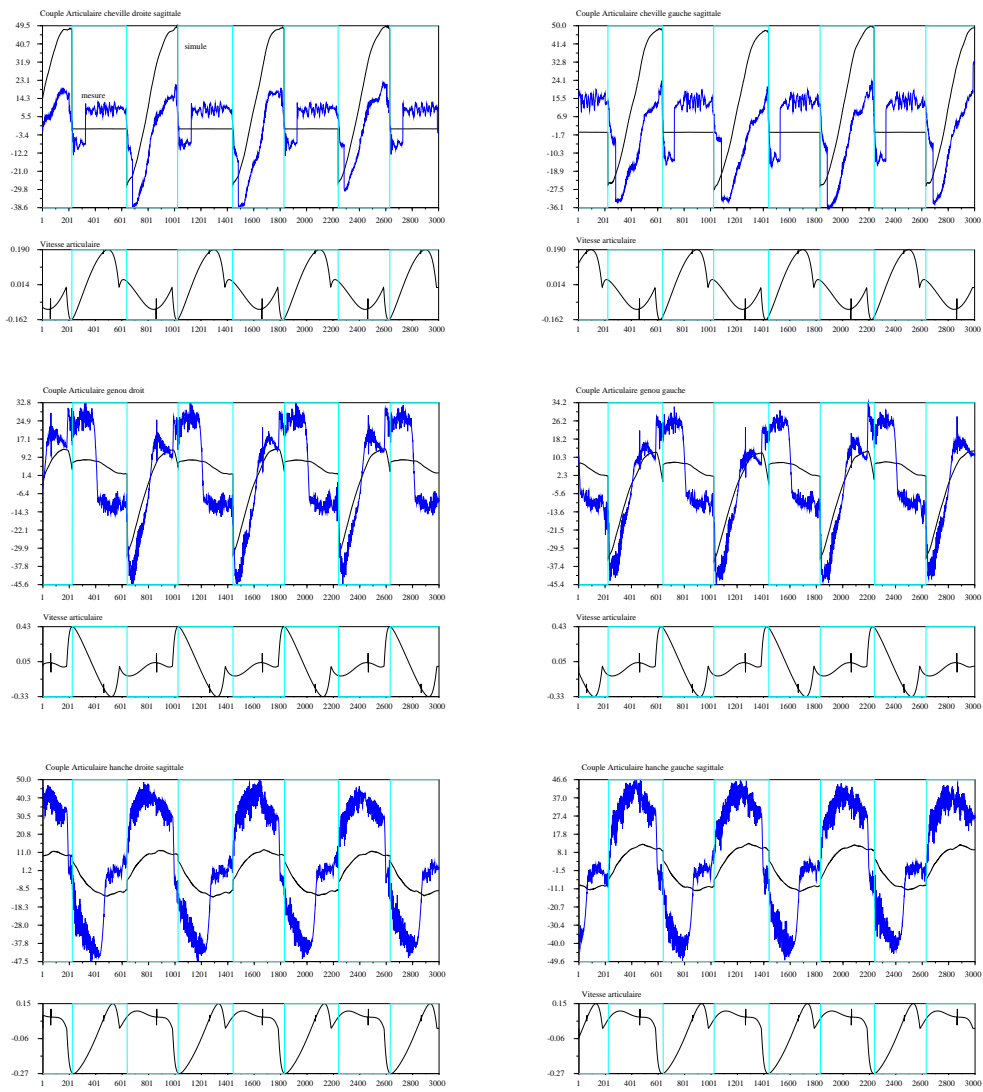


FIG. 19: Évolution des couples articulaires mesurés et simulés et vitesses articulaires associées. Les lignes verticales indiquent les changements de support.

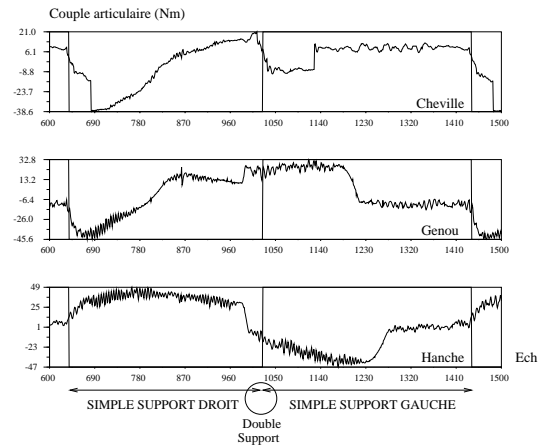


FIG. 20: *Couples articulaires sur la jambe droite et changements de support*

marche : les courbes réelles se superposent bien d'un pas à l'autre. On constate en revanche, que les courbes mesurées et simulées ne se superposent pas. En effet, le modèle dynamique du robot n'intègre pas de modèle des frottements. Or, les frottements s'opposent au mouvement des moteurs, donc lorsque la vitesse articulaire s'inverse, le couple de frottements s'inverse. Ainsi, dans certains cas la gravité et les frottements ont-ils le même signe et parfois sont-ils opposés. Cela peut expliquer pourquoi les couples mesurés sont parfois supérieurs aux couples simulés et parfois inférieurs.

L'évolution des couples articulaires sur deux pas, c'est-à-dire sur un cycle (fig.20), permet d'observer les efforts relatifs de chaque articulation. On peut observer le saut dans l'évolution des couples de toutes les articulations aux instants de changement de support (traits verticaux).

Comme nous l'avons dit, le but n'était pas de produire des marches anthropomorphes. Néanmoins on remarque des ressemblances avec l'évolution des couples articulaires mis en jeu dans la marche humaine [11, 10].

4.6 Cyclogrammes

Les cyclogrammes (fig.21) présentent le tracé de la position du genou par rapport à la position de la cheville et la position de la hanche par rapport au genou sur toute la durée de la marche (8 pas). Nous avons tracé les cyclogrammes pour les positions désirées q_d et pour les positions réelles q .

Le caractère cyclique et répétable de la marche apparaît, ici aussi, clairement. En effet, les cyclogrammes réels se superposent d'un pas à l'autre. On voit aussi un bon suivi entre trajectoires réelles et désirées puisque l'écart entre les cyclogrammes réel et désiré reste faible. On retrouve la même allure générale sur les cyclogrammes de la marche humaine [4].

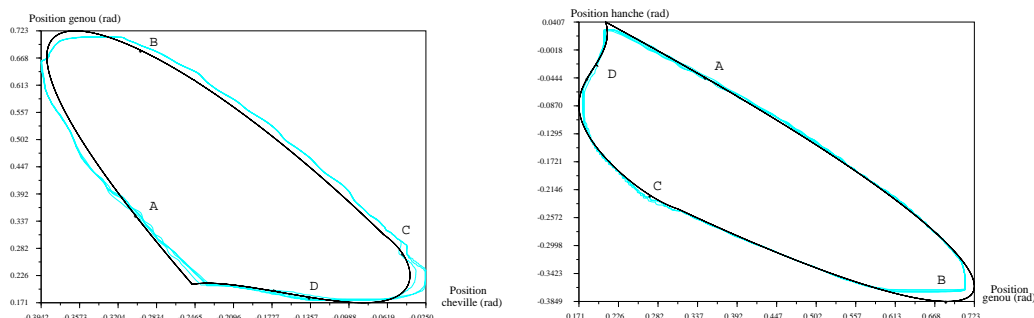


FIG. 21: Cyclogrammes de la jambe droite et points de changement de support ($[AC]=SSD - [CA]=SSG$)
 Trait plein : trajectoire d'esir'ee - Pointill'es : trajectoire r'eealis'ee

4.7 Diagrammes de phase

Nous avons tracé l'évolution de la vitesse d'une articulation en fonction de sa position pour les trajectoires désirées et réelles (fig.22).

Il est particulièrement intéressant de remarquer qu'il y a une erreur entre les diagrammes de phase réels et désirés. Lorsque le pied de la jambe considérée est en l'air (entre les points A et C), cette erreur se répète pas après pas. Il ne s'agit donc pas d'une erreur de poursuite de trajectoire uniquement, mais plutôt d'une erreur de modélisation dynamique. Lorsque le pied est le pied de support, (entre les points C et A), cette erreur ne se répète pas et fait plutôt penser à du bruit, et des erreurs de poursuite. Notons qu'une partie du bruit visible sur les courbes est dû au fait que nous ne pouvions pas mesurer la vitesse, nous l'avons donc estimée par simples différences finies à partir des positions.

5 Bilan Énergétique

À partir des courants lus sur les moteurs, il est possible de calculer les couples articulaires Γ_i pour chaque articulation i . Pour calculer l'énergie articulaire dépensée par le robot, nous avons choisi de prendre la norme de tous les couples articulaires, soit :

$$E = \sqrt{\sum_{i=1}^6 \Gamma_i^2} \quad (16)$$

L'évolution de l'énergie (fig.23) est répétée d'un pas sur l'autre, ce qui signifie que la consommation est identique dans chaque phase de simple support (jambe gauche ou jambe droite). la consom-

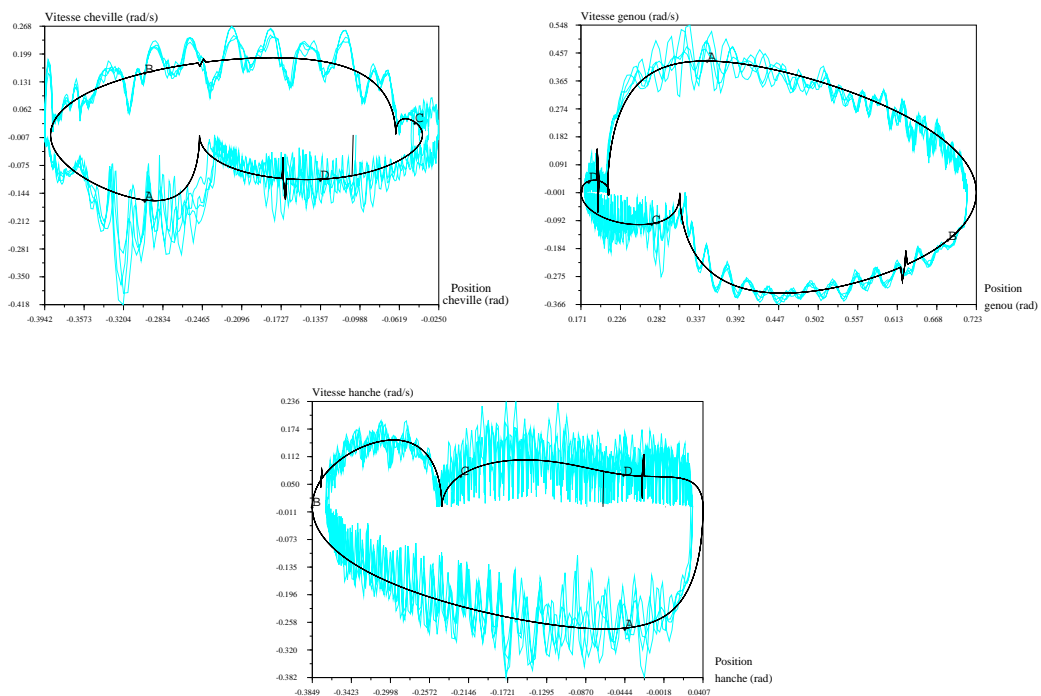


FIG. 22: Diagrammes de phase de la jambe droite et points de changement de support ($[AC]=SSD$ - $[CA]=SSG$)

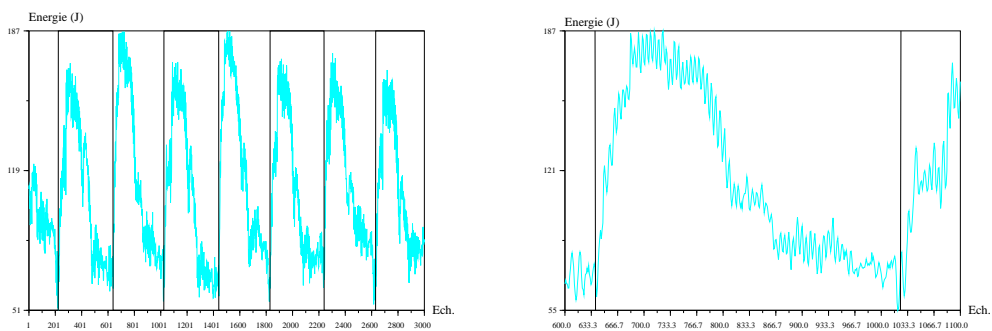


FIG. 23: Énergie consommée et changements de support à gauche sur 8 pas et à droite sur 1 pas

mation semble augmenter peu après le poser d'un pied sur le sol. Le bilan énergétique de la démarche est le suivant :

Vitesse de déplacement	9.5	$cm.s^{-1}$
Énergie consommée par unité de longueur	123.0	$kJ.m^{-1}$
Énergie consommée par unité de temps	11.7	$kJ.s^{-1}$

La répartition approximative de la consommation sur les différentes articulations est donnée ci-après :

Chevilles	30%
Genoux	30%
Hanches	40%

6 Expérimentations de démarches

Il est toujours difficile d'évaluer une démarche. On peut approcher un type de marche en termes de ressources employées pour accomplir l'acte de déplacement et la qualité du résultat obtenu. Cette qualité est très subjective et est appréhendée très différemment d'un individu à un autre. La biomécanique est confrontée à ce besoin de classer et évaluer des démarches. Selon A. Cappozzo [1] la qualité d'une démarche est la capacité à mettre en place une stratégie de mouvements efficace compte-tenu des contraintes structurelles et fonctionnelles du corps qui se déplace. Dans notre cas le corps qui se déplace et dont nous comparons les démarches est toujours le même, le robot, l'efficacité de ses mouvements sera approchée en termes d'énergie consommée pendant le déplacement.

6.1 Description des démarches mises en œuvre

Nous avons généré plusieurs trajectoires grâce à notre outil (§3). Les démarches obtenues sont des variantes de la démarche de référence. Nous avons joué sur les différents paramètres de la fonction de sortie pour obtenir un panel de marches aux allures différentes.

Nous présentons ici les caractéristiques principales des démarches et en particulier ce qui les différencie de la marche de référence. Pour une description et des données expérimentales plus exhaustives, se reporter aux annexes.

Marche rapide

Nous avons modifié la vitesse d'exécution de la démarche de référence. Le pas est réalisé deux fois plus vite (2 s).

Marche avec le bassin à altitude constante

La composante hauteur de bassin de la fonction de sortie a été modifiée. Le bassin garde une altitude fixe tout au long du pas tout en conservant la même trajectoire du centre de masse que dans la marche de référence.

Marche à grands pas

La longueur des pas a été modifiée, on passe ainsi de pas de 38 cm à des pas de 50 cm. Cela a également pour incidence d'augmenter la vitesse de progression du robot (50 cm en 4 s).

Marche jambes pliées et semi-pliées

Contrairement à la marche de référence où les jambes sont très tendues, le robot avance avec les jambes plus ou moins pliées.

Marche avec pied haut

La cheville de la jambe de balancement a une trajectoire plus ample que dans la marche de référence : le pied se soulève 5 cm plus haut.

Marche à reculons

Nous avons simplement joué la marche de référence en sens inverse pour obtenir le recul. Cette démarche ne sera pas comparée aux autres démarches. En effet, le chariot n'a pas le même rôle que dans les autres marches, il est donc difficile de comparer les données.

Bilan

Nous avons regroupé dans le tableau suivant les informations qui nous paraissent importantes et caractéristiques : vitesse de progression du robot, énergie consommée par unité de longueur, puissance développée (énergie par unité de temps) et répartition de la consommation sur les différents groupes d'articulations.

Démarche	Vitesse	Conso.	Puissance	Répartition
Référence	$95.10^{-3}m.s^{-1}$	$123.0kJ.m^{-1}$	$11.7kJ.s^{-1}$	30%-30%-40%
Rapide	$190.10^{-3}m.s^{-1}$	$64.0kJ.m^{-1}$	$12.1kJ.s^{-1}$	28%-32%-40%
Grands pas	$125.10^{-3}m.s^{-1}$	$104.0kJ.m^{-1}$	$13.0kJ.s^{-1}$	30%-30%-40%
Altitude fixe	$95.10^{-3}m.s^{-1}$	$113.0kJ.m^{-1}$	$10.7kJ.s^{-1}$	32%-25%-43%
Jambes pliées	$95.10^{-3}m.s^{-1}$	$164.5kJ.m^{-1}$	$15.6kJ.s^{-1}$	18%-22%-60%
Jambes mi-plies	$95.10^{-3}m.s^{-1}$	$152.0kJ.m^{-1}$	$14.4kJ.s^{-1}$	22%-25%-53%
Pied haut	$95.10^{-3}m.s^{-1}$	$130.0kJ.m^{-1}$	$12.3kJ.s^{-1}$	24%-32%-44%
Recul	$95.10^{-3}m.s^{-1}$	$105.0kJ.m^{-1}$	$10.0kJ.s^{-1}$	40%-26%-34%

Nos démarches sont statiques, donc beaucoup plus lentes que la marche dynamique anthropomorphe. À titre de comparaison, la cadence de marche d'un adulte [10, 5] est de $110 pas.min^{-1}$, soit une vitesse de $1.3 m.s^{-1}$. Selon la classification de J. Charteris [7] en fonction des vitesses relatives (vitesse/stature), nos démarches se situent toutes en deçà des marches très lentes (la comparaison n'est pas tout à fait valable car le robot ne possède pas de tronc).

6.2 Comparaison des démarches

Les conclusions faites ici ne sont valables que pour les démarches que nous avons effectivement expérimentées. Il est difficile de généraliser les résultats obtenus avec si peu de valeurs. De plus, les valeurs comparées étant issues de mesures expérimentales, elles sont soumises à des perturbations. Nous ne porterons donc de jugement que sur des écarts suffisamment importants pour être significatifs.

Consommation des démarches

Lorsque la vitesse de progression augmente (*marche grands pas* et *marche rapide*), la consommation diminue à puissance développée identique ($\simeq 12.5 kJ.s^{-1}$). Lorsque la sollicitation des jambes augmente (*marche jambes pliées*, *marche jambes mi-plies* et *marche pied haut*), à vitesse de progression identique, la puissance développée augmente et de fait, la consommation augmente. La marche la plus économique en terme de d'énergie consommée par distance parcourue est la *marche rapide*, la plus proche de la marche dynamique.

Répartition de la consommation

La répartition relative de la consommation d'énergie sur les différents groupes d'articulations ne semble pas être soumise aux variations de la vitesse de progression. Ainsi *marche de référence*, *marche grands pas* et *marche rapide* ont-elles une répartition identique (30% – 30% – 40%). Pour la *marche jambes pliées* et la *marche jambes mi-pliées*, la répartition globale est modifiée (20% – 20% – 60%). Si la jambe de support effectue à peu près le même mouvement que la *marche de référence*, la répartition initiale est maintenue (*marche grands pas*, *marche rapide*, *marche pied haut* et *marche altitude bassin fixe*).

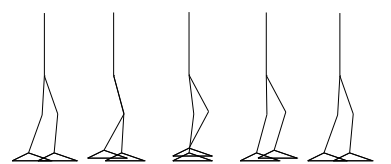
Couples articulaires

Notre commande a le défaut de ne pas modifier les trajectoires en fonction des événements et des informations fournies par les capteurs. Les changements de support ne se font pas toujours aux instants prévus lors de la génération de trajectoire. Cela explique notamment que le double support que l'on retrouve dans plusieurs démarches. Par conséquent, en fonction des erreurs de poursuite, le pied heurte le sol plus ou moins tôt. De plus, d'une expérimentation à l'autre les conditions ne sont pas toujours identiques : les pieds et le sol ne sont pas toujours horizontaux, le chariot n'a pas la même influence... Dans ces conditions, il faut rester très prudent sur les interprétations hasardeuses, et tout particulièrement sur les courbes des couples articulaires développés au cours de la marche.

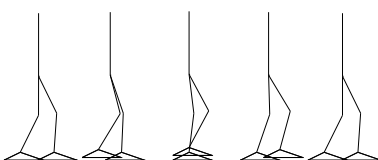
On constate néanmoins que les courbes relatives aux couples articulaires ont une évolution qui a la même allure générale d'une marche à l'autre. On remarquera de façon générale que les démarches dont les transitions entre phases de simple support ne sont pas nettes, (*marche jambes mi-pliées* et la *marche jambes pliées*), c'est-à-dire qui présentent des phases de double support importantes ont des courbes qui se distinguent des autres.

Évolution des centres de pression et de masse

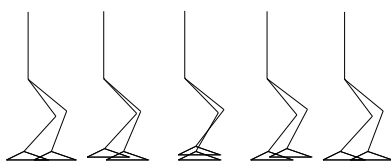
Dans toutes nos démarches, mise à part la *marche grands pas*, la projection du centre de masse a la même trajectoire. Nous avons tracé les positions du centre de pression et du centre de masse en supposant qu'il n'y avait pas de double support. Par conséquent, les tracés sont erronés au niveau des changements de support. Le centre de pression et la projection du centre de masse coïncident relativement bien. Dans tous les cas ils demeurent à l'intérieur du polygone de sustentation, les démarches sont donc stables.



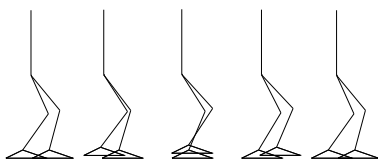
Marche de référence et marche rapide



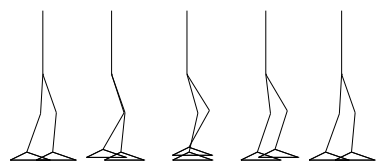
Marche grands pas



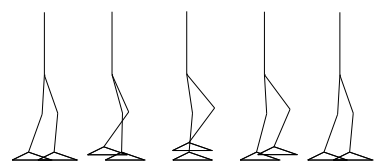
Marche jambes pliées



Marche jambes mi pliées



Marche bassin altitude fixe



Marche pied haut

FIG. 24: *Allure des différentes démarches*

7 Conclusions et perspectives

Nous avons développé une plateforme expérimentale composée d'outils génériques simples à utiliser pour la génération de trajectoires de marche et leur utilisation sur le robot BIP2000 en configuration plane. Nous avons réalisé une campagne expérimentale sur une dizaine de démarches différentes et essayé d'exploiter et interpréter les données recueillies. Ces données sont conformes à l'intuition que l'on pouvait avoir *a priori*, on consomme d'avantage en progressant jambes pliées que jambes tendues par exemple. Nous avons également constaté que plus la marche se rapproche d'une marche dynamique (*marche rapide*) moins l'on consomme.

Notre méthode a fait preuve de robustesse tout au long des expérimentations. Nous avons pu jouer toutes les trajectoires générées, aucun échec n'est à signaler. Les erreurs de poursuite des trajectoires désirées, cause des perturbations, n'ont pas empêché le robot d'avancer et de toujours conserver son équilibre.

Nous pensons que notre étude pourra aider à la conception des futurs prototypes du robot, notamment grâce à nos données sur la répartition de la consommation.

Il n'est pas possible de comparer nos données aux données anthropomorphes. Nous avons fait néanmoins quelques rapprochements avec ce qu'il se passe lors de la marche humaine. Cela permet d'entrevoir les problèmes à résoudre pour pouvoir réaliser une marche dynamique 3D. La vitesse de progression est beaucoup plus rapide et les déséquilibres avant sont autorisés; les centre de pression et projection du centre de masse ne coïncident donc plus. Dans la marche dynamique humaine, la force de réaction ne dépasse pas 40% du poids total du corps [10], alors que dans le cas de la marche statique la somme des forces de réaction sur chaque pied est toujours égale au poids total du robot. La marche dynamique suppose l'existence de phases de double support, il nous faut donc gérer notre problème d'hyperstatisme.

Les travaux à venir seront consacrés à l'étude de la marche dynamique tri-dimensionnelle sur le robot complet. De plus, la marche statique étant trop lente pour des applications réelles, il faut pouvoir atteindre une allure confortable pour que les bipèdes soient utilisables. Par ailleurs, il est fondamental de se tourner vers la commande référencée capteurs afin de modifier le comportement du robot en fonction des variations de son environnement. Enfin, nous étudions des lois de commande originales basées sur la commande optimale et la commande prédictive.

8 Remerciements

Ce travail est le résultat des contributions de plusieurs chercheurs et ingénieurs. Nous remercions tout particulièrement les membres de l'équipe BIP2000 : Soraya Arias, Gérard Baille, Guy Bessonnet, Nathalie Cislo, Pascal Di-Giacomo, Bernard Espiau, Alain Girault, Hervé Mathieu, Roger Pissard-Gibollet, Éric Rutten, Philippe Sardain, Daniel Simon, Pierre-Brice Wieber.

9 Annexes

9.1 Marche rapide

Longueur des pas	38cm
Vitesse du pas	2s

Vitesse de déplacement	$190.10^{-3}m.s^{-1}$
Énergie consommée par unité de longueur	$64kJ.m^{-1}$
Énergie consommée par unité de temps	$12kJ.s^{-1}$

Chevilles	28%
Genoux	32%
Hanches	40%

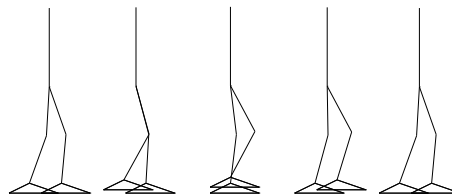


FIG. 25: Décomposition d'un pas de la d'emarche

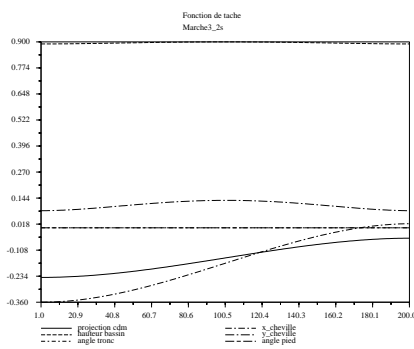


FIG. 26: Fonction de sortie

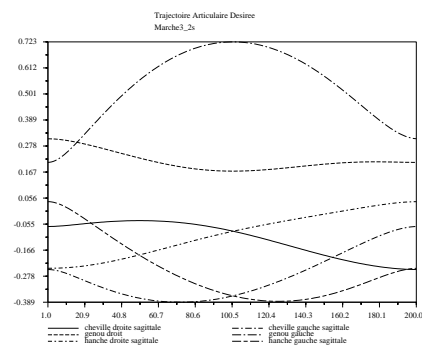


FIG. 27: Trajectoires articulaires

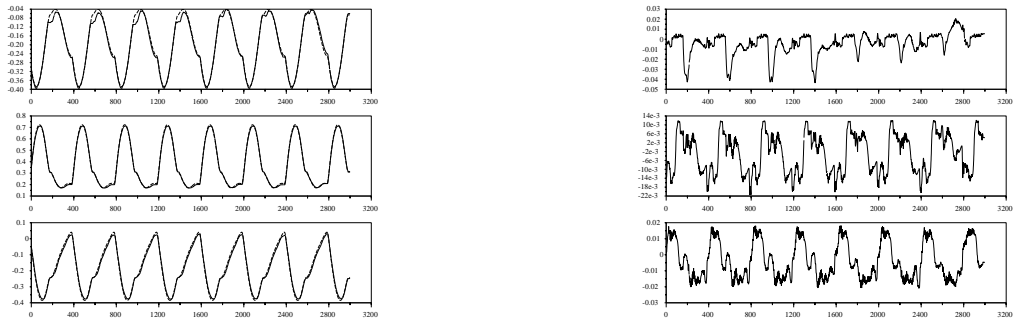


FIG. 28: *Poursuite des trajectoires de référence (gauche) et erreurs de suivi (droite) (chevilles-genoux-hanches droits)*

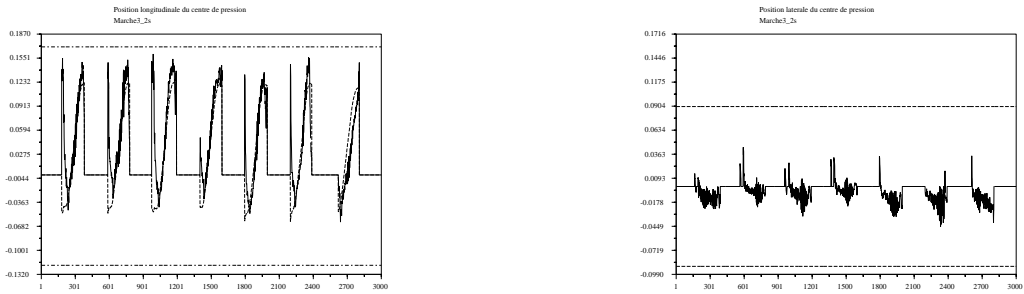


FIG. 29: *Coordonnées (m) des centres de pression du pied droit et de masse*



FIG. 30: *Cyclogrammes de la jambe droite et changements de support associés ([AC]=SSD - [CA]=SSG)*

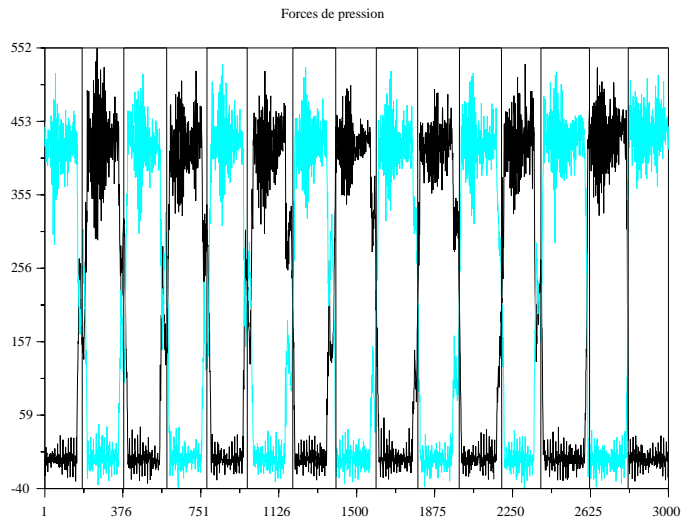


FIG. 31: Composante verticale des forces de pression sur chaque pied (N)

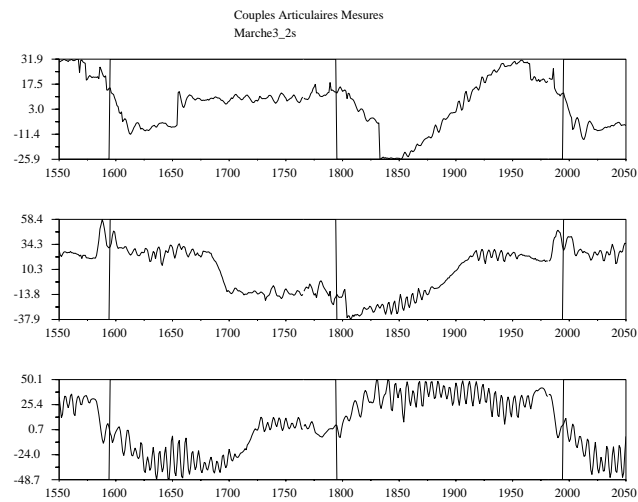


FIG. 32: Couples articulaires (chevilles-genoux-hanches droits) et changements de support sur 2 pas (à gauche SSG à droite SSD)

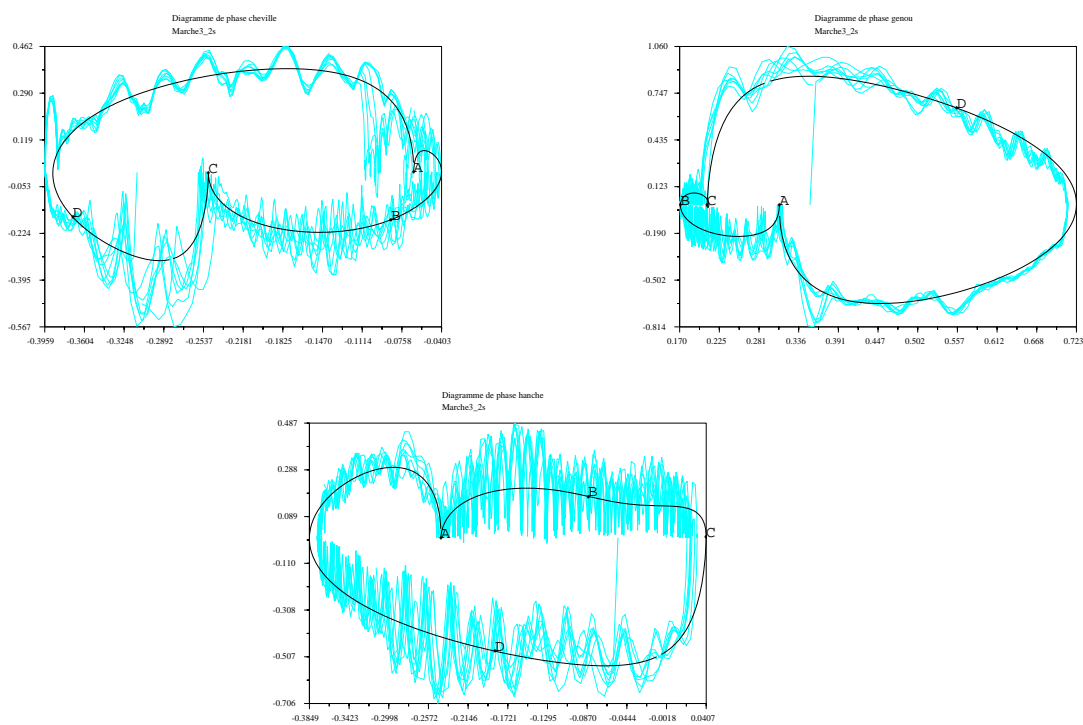


FIG. 33: Diagrammes de phase pour chaque type d'articulation et changements de support ($[AC]=SSD$ - $[CA]=SSG$)

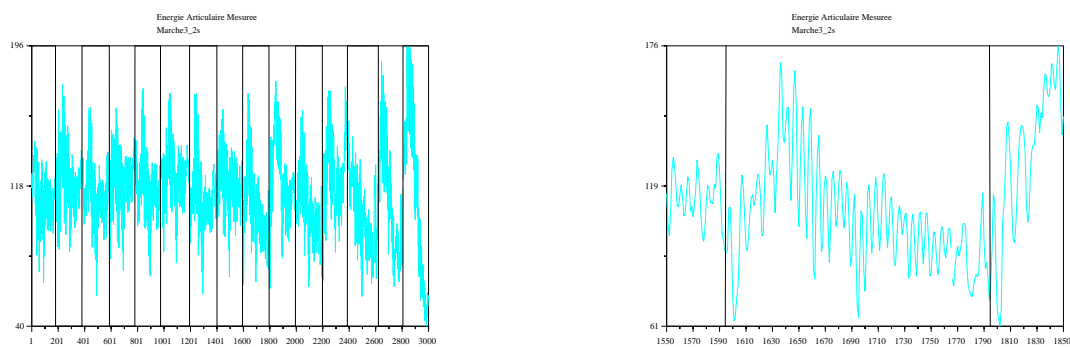


FIG. 34: Énergie consommée et changements de support

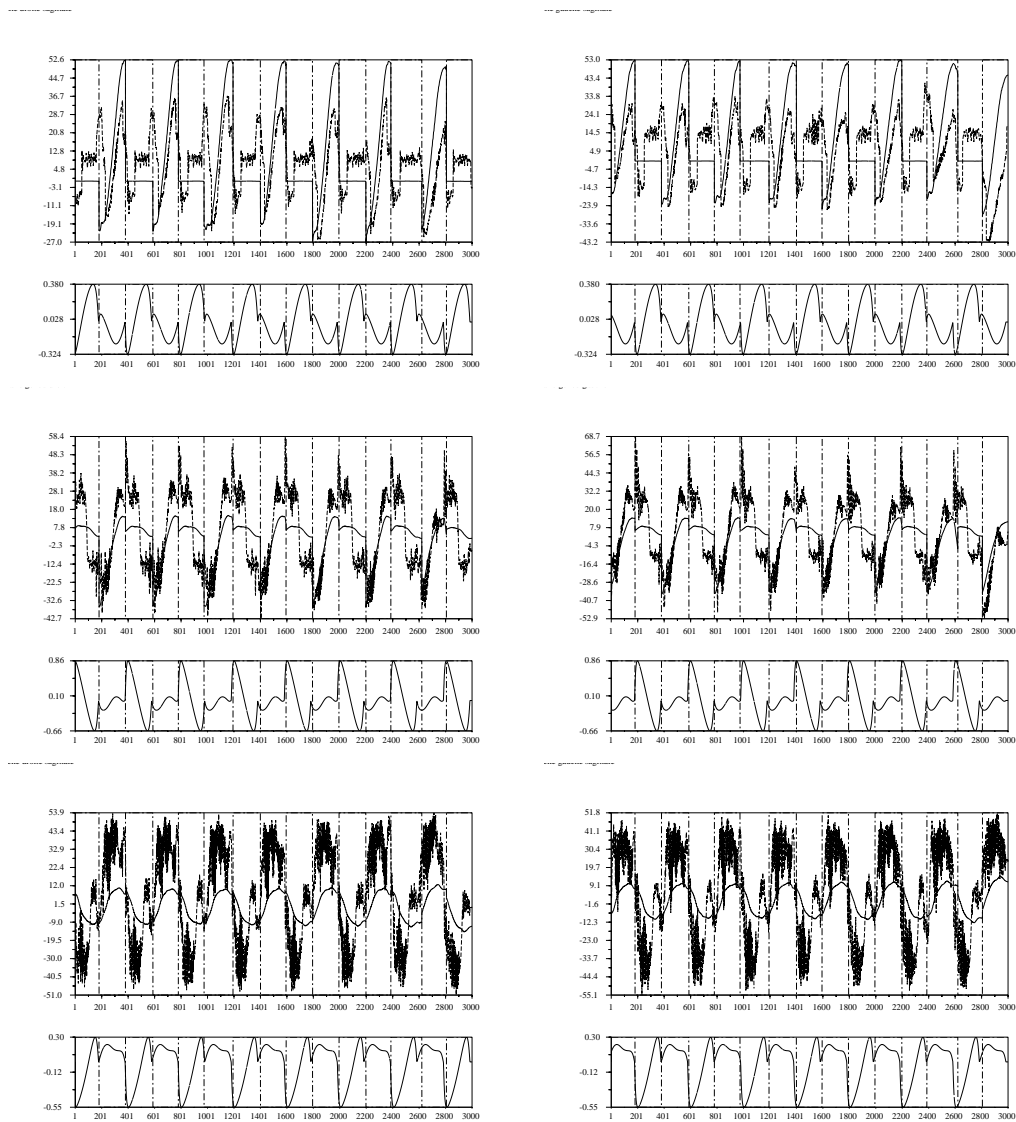


FIG. 35: *Couples articulaires (Nm) mesurés et simulés et vitesses articulaires (rad.s⁻¹) (chevilles-genoux-hanches)*

9.2 Marche grands pas

Longueur des pas	50cm
Vitesse du pas	4s

Vitesse de déplacement	$125.10^{-3}m.s^{-1}$
Énergie consommée par unité de longueur	$104kJ.m^{-1}$
Énergie consommée par unité de temps	$13kJ.s^{-1}$

Chevilles	30%
Genoux	30%
Hanches	40%

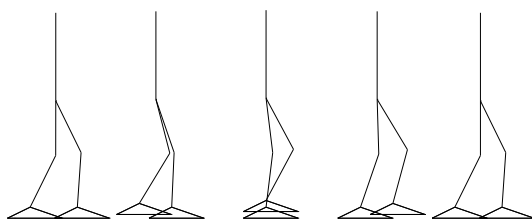


FIG. 36: D'ecomposition d'un pas de la d'emarche

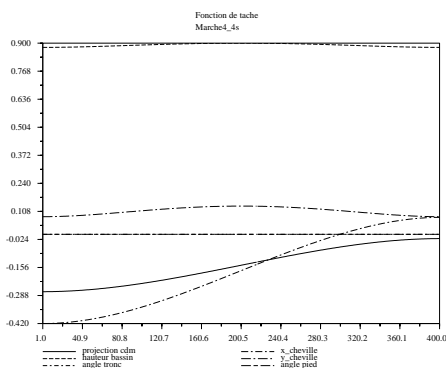


FIG. 37: Fonction de sortie

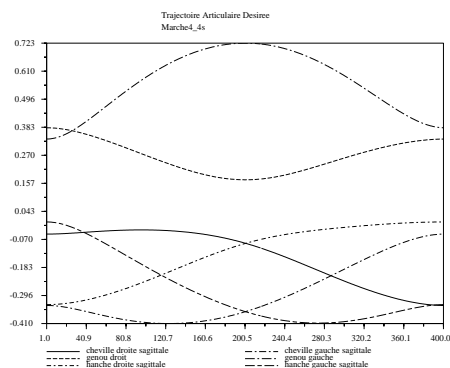


FIG. 38: Trajectoires articulaires

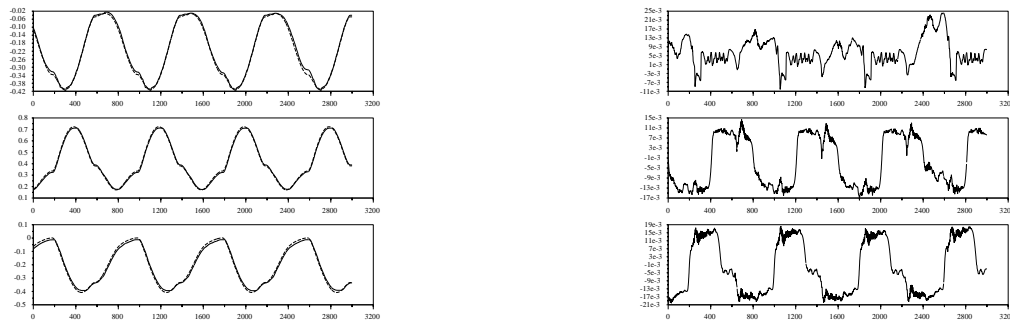


FIG. 39: *Poursuite des trajectoires de référence (gauche) et erreurs de suivi (droite) (chevilles-genoux-hanches droits)*

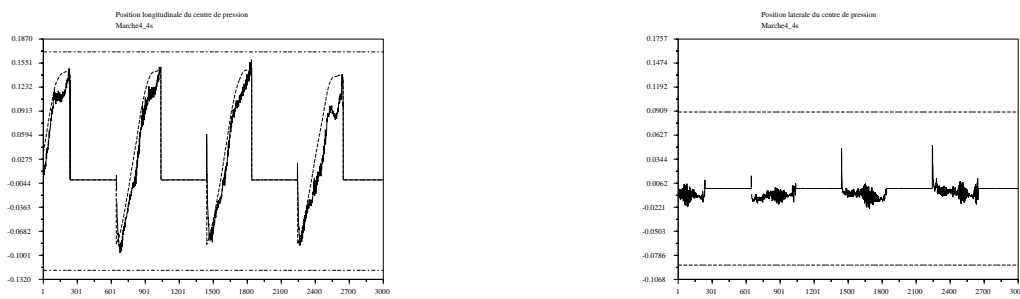


FIG. 40: *Coordonnées (m) des centres de pression du pied droit et de masse*

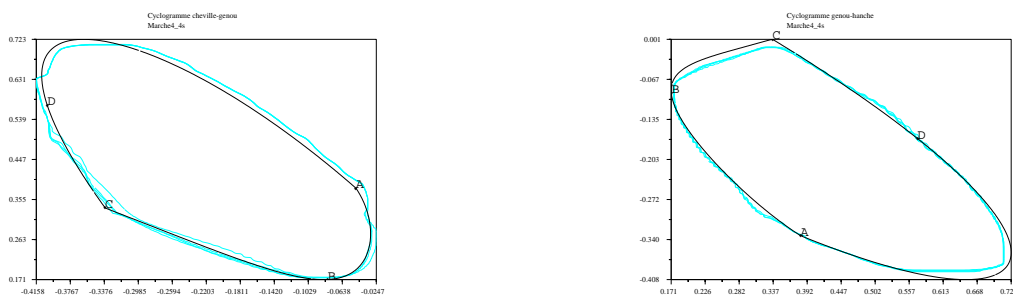


FIG. 41: *Cyclogrammes de la jambe droite et changements de support associés ([AC]=SSD - [CA]=SSG)*

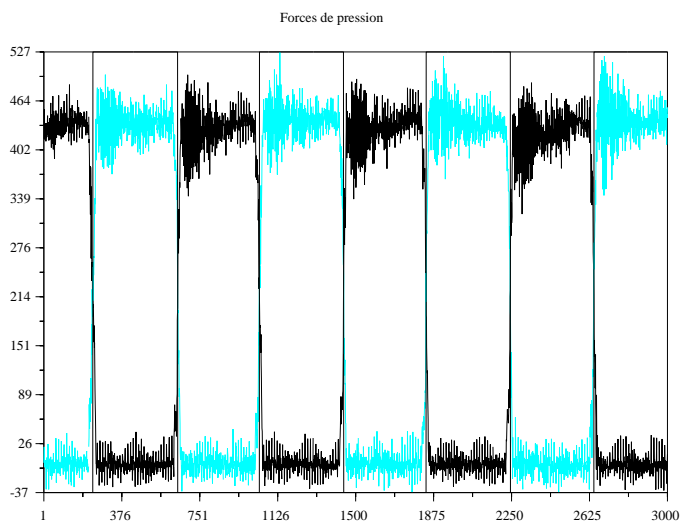


FIG. 42: Composante verticale des forces de pression sur chaque pied (N)

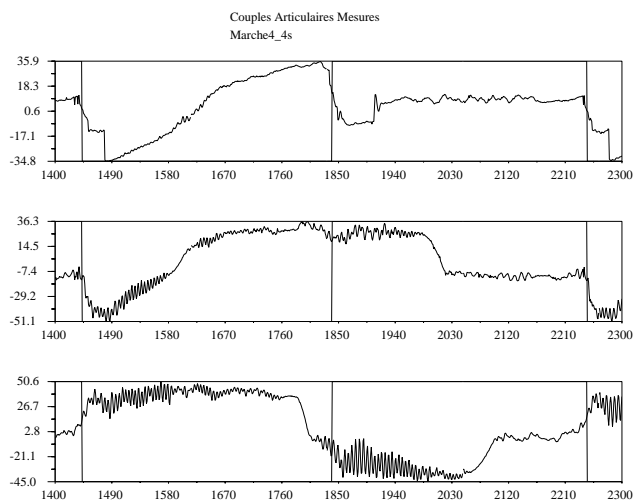


FIG. 43: Couples articulaires (chevilles-genoux-hanches droits) et changements de support sur 2 pas (à gauche SSD à droite SSG)

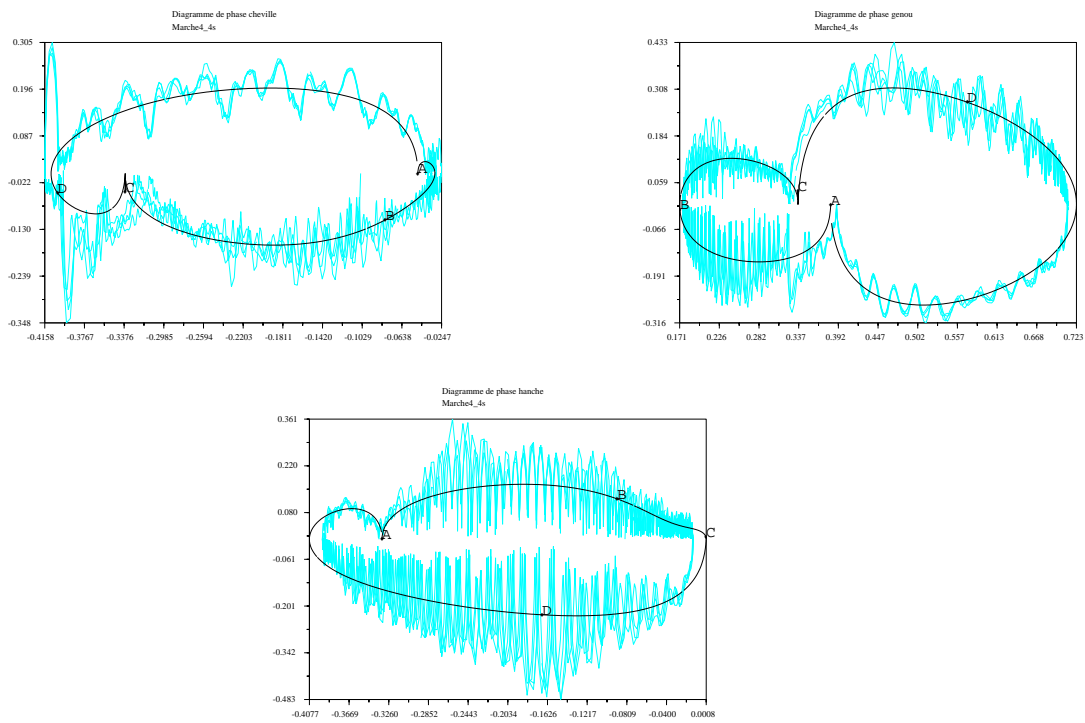


FIG. 44: Diagrammes de phase pour chaque type d'articulation et changements de support ([AC]=SSD - [CA]=SSG)

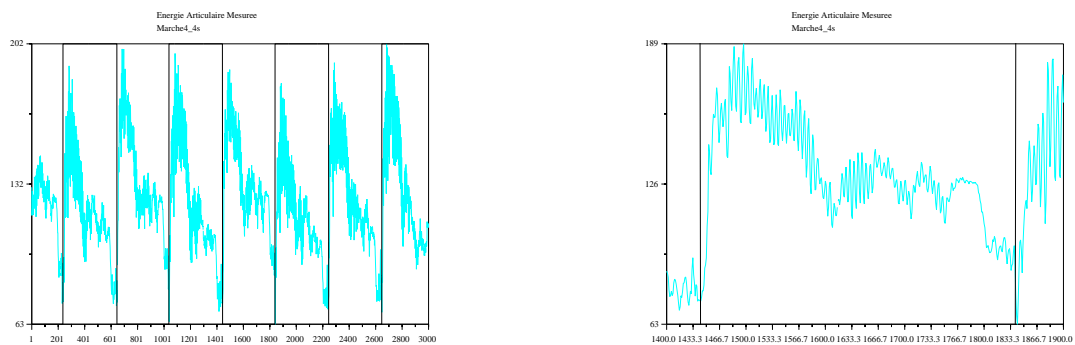


FIG. 45: Énergie consommée et changements de support

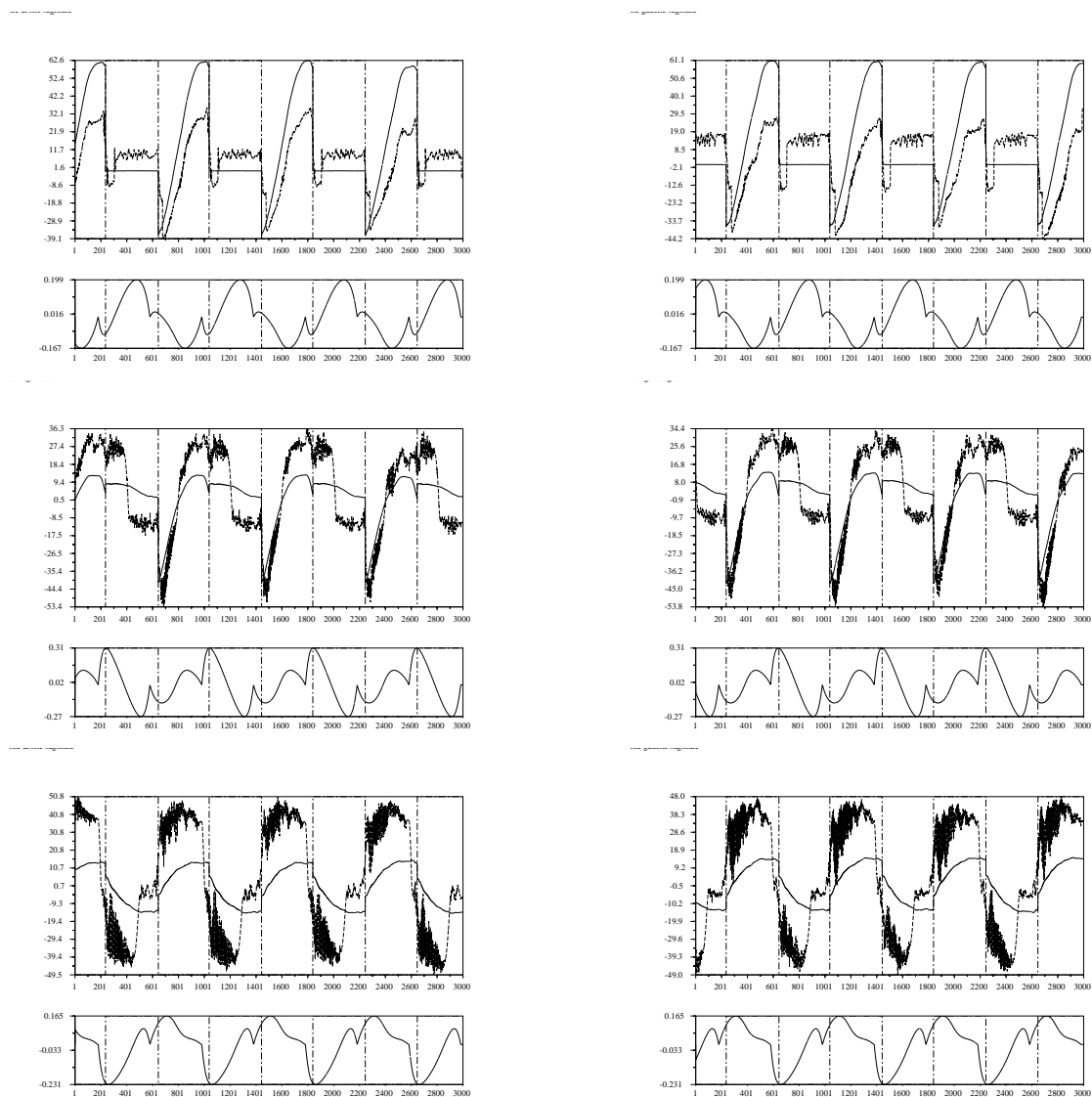


FIG. 46: *Couples articulaires (Nm) mesurés et simulés et vitesses articulaires (rad.s⁻¹) (chevilles-genoux-hanches)*

9.3 Marche jambes pliées

Longueur des pas	38cm
Vitesse du pas	4s

Vitesse de déplacement	$95.10^{-3} m.s^{-1}$
Énergie consommée par unité de longueur	$164.5 kJ.m^{-1}$
Énergie consommée par unité de temps	$15.6 kJ.s^{-1}$

Chevilles	18%
Genoux	22%
Hanches	60%

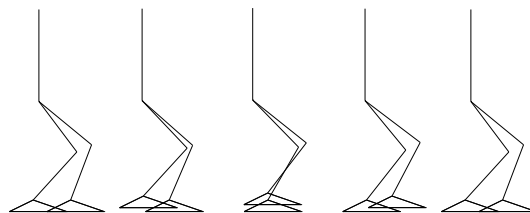


FIG. 47: D'écomposition d'un pas de la d'emarche

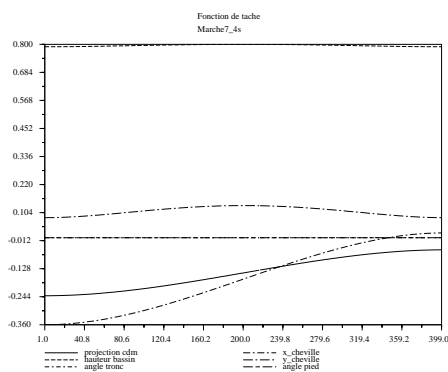


FIG. 48: Fonction de sortie

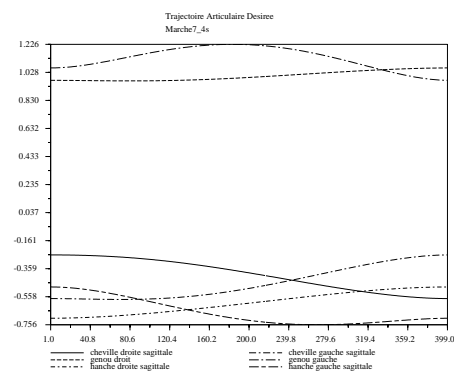


FIG. 49: Trajectoires articulaires

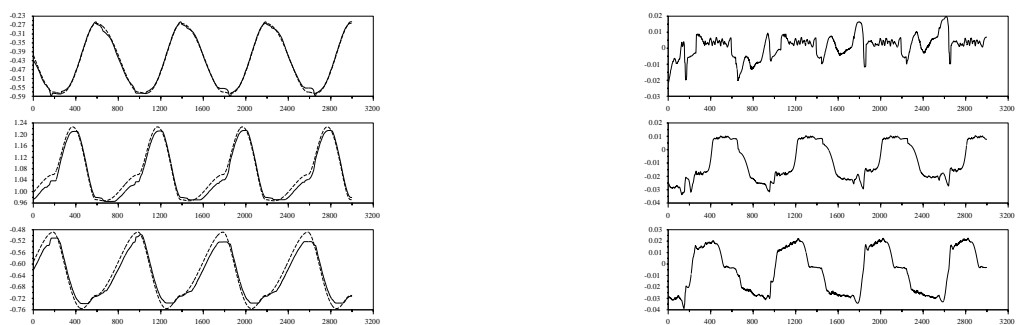


FIG. 50: *Poursuite des trajectoires de référence (gauche) et erreurs de suivi (droite) (chevilles-genoux-hanches droits)*

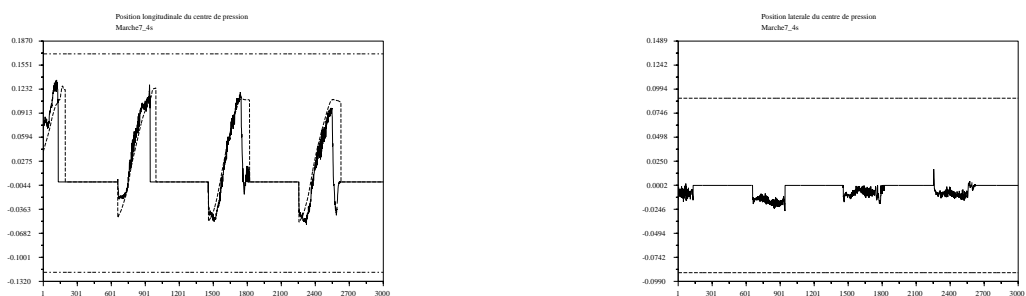


FIG. 51: *Coordonnées (m) des centres de pression du pied droit et de masse*

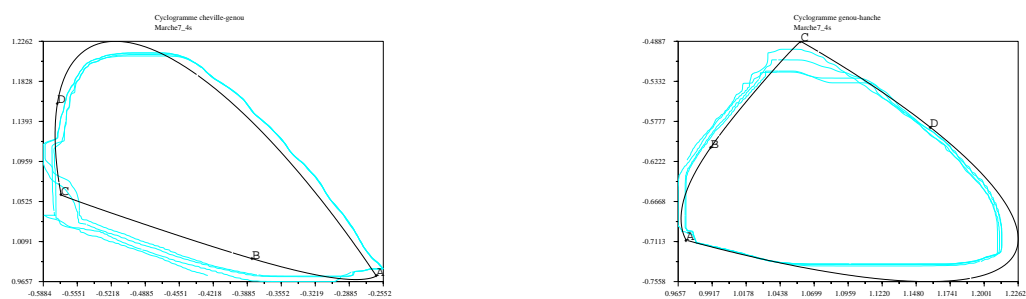


FIG. 52: *Cyclogrammes de la jambe droite et changements de support associés ([AC]=SSD - [CA]=SSG)*

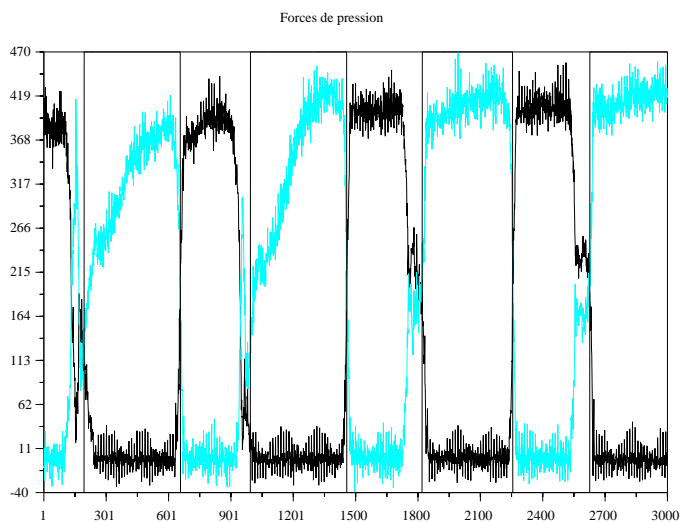


FIG. 53: Composante verticale des forces de pression sur chaque pied (N)

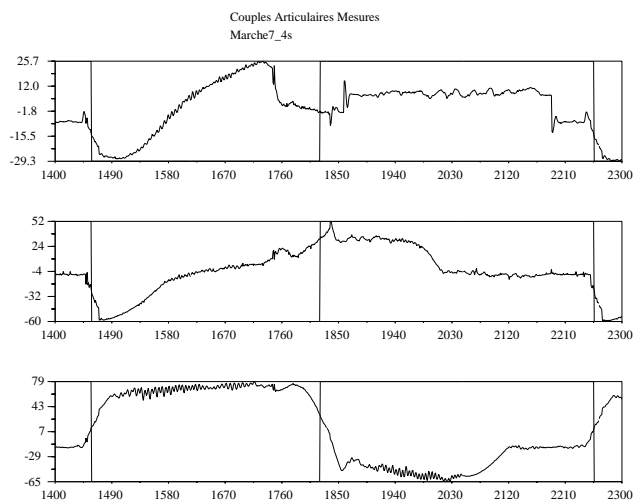


FIG. 54: Couples articulaires (chevilles-genoux-hanches droits) et changements de support sur 2 pas (à gauche SSD à droite SSG)

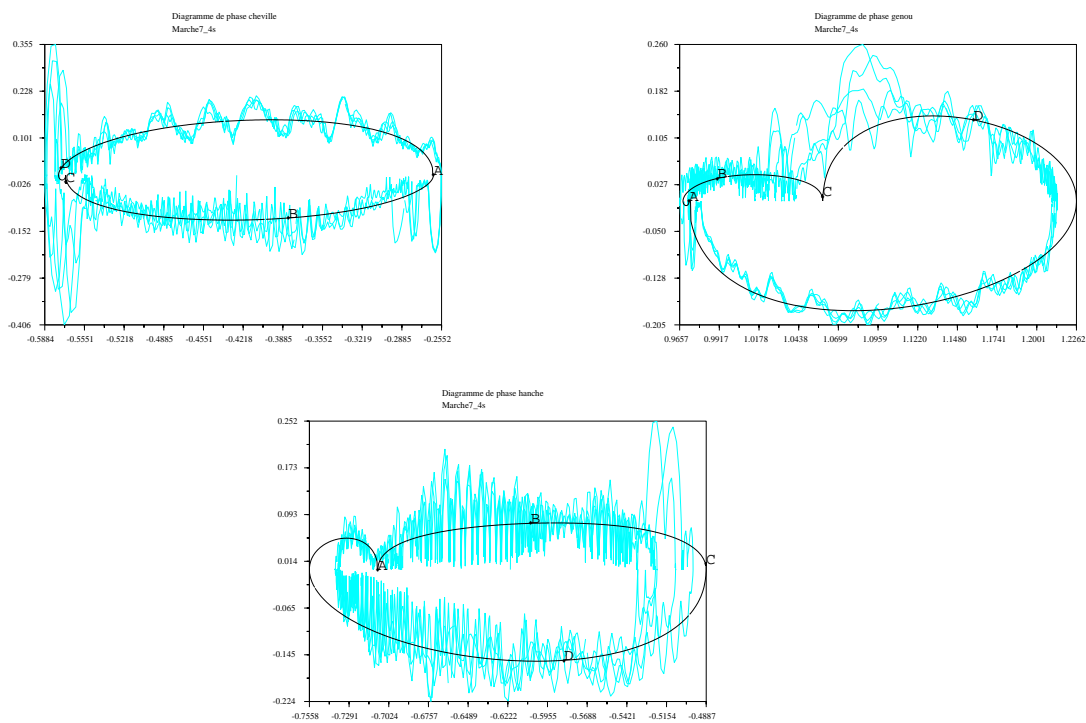


FIG. 55: Diagrammes de phase pour chaque type d'articulation et changements de support ([AC]=SSD - [CA]=SSG)

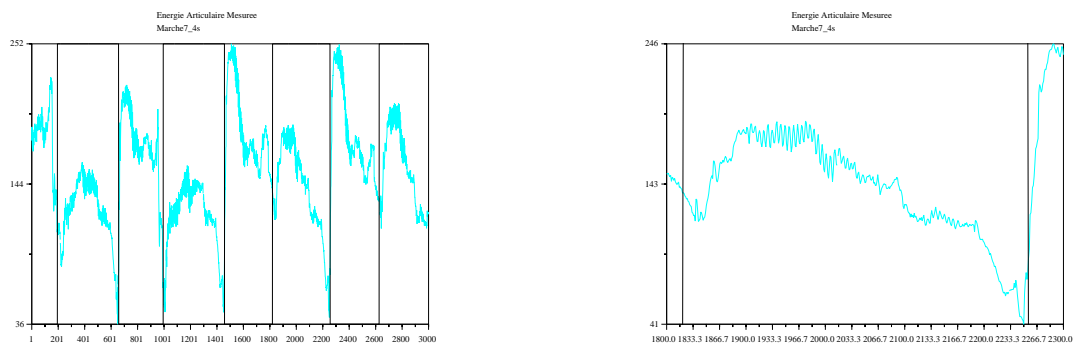


FIG. 56: Énergie consommée et changements de support

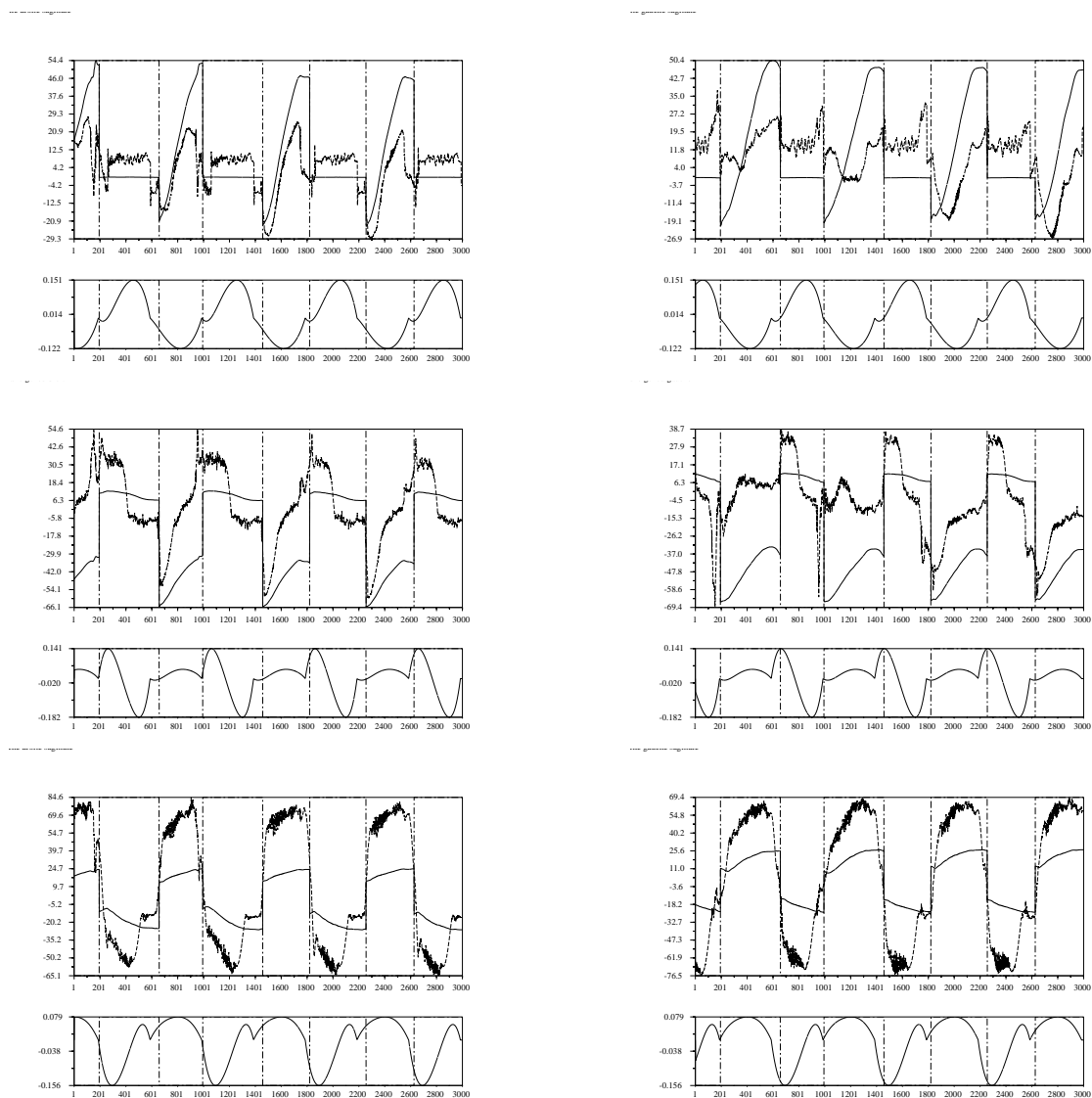


FIG. 57: *Couples articulaires (Nm) mesurés et simulés et vitesses articulaires (rad.s⁻¹) (chevilles-genoux-hanches)*

9.4 Marche jambes mi-pliées

Longueur des pas	38cm
Vitesse du pas	4s

Vitesse de déplacement	$95.10^{-3} m.s^{-1}$
Énergie consommée par unité de longueur	$151.8 kJ.m^{-1}$
Énergie consommée par unité de temps	$14.4 kJ.s^{-1}$

Chevilles	22%
Genoux	25%
Hanches	53%

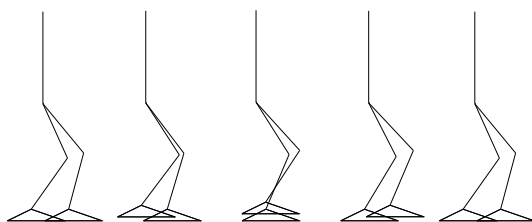


FIG. 58: D'écomposition d'un pas de la démarche

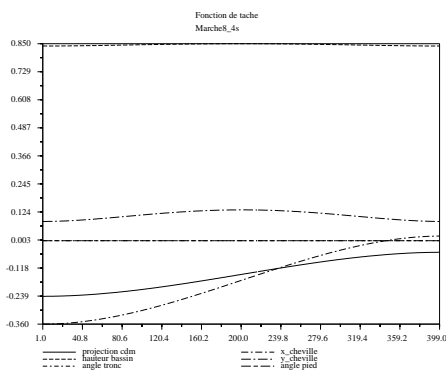


FIG. 59: Fonction de sortie

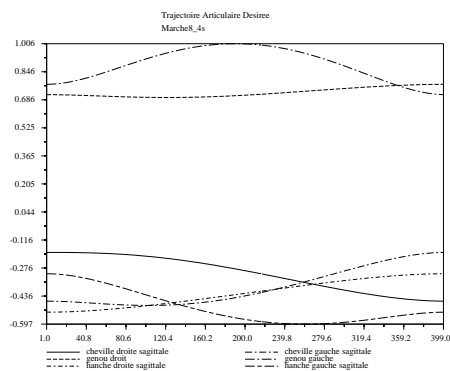


FIG. 60: Trajectoires articulaires

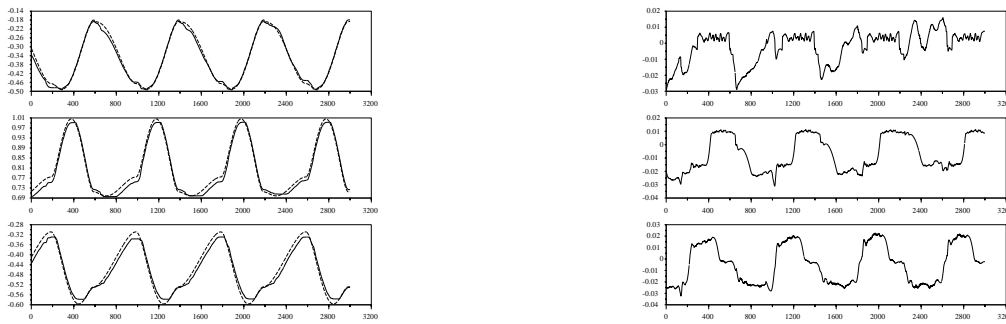


FIG. 61: *Poursuite des trajectoires de référence (gauche) et erreurs de suivi (droite) (chevilles-genoux-hanches droits)*

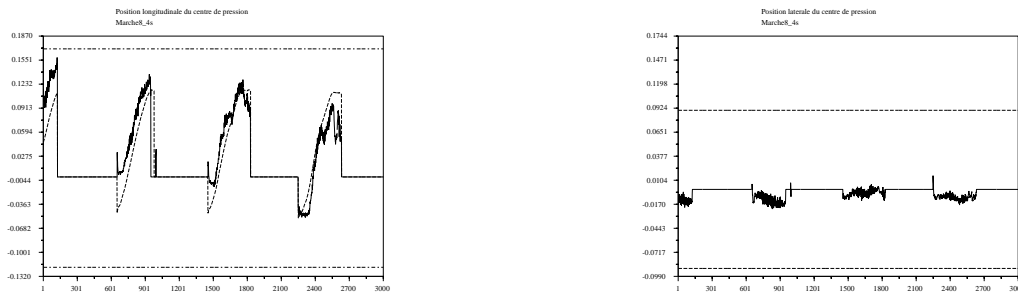


FIG. 62: *Coordonnées (m) des centres de pression du pied droit et de masse*

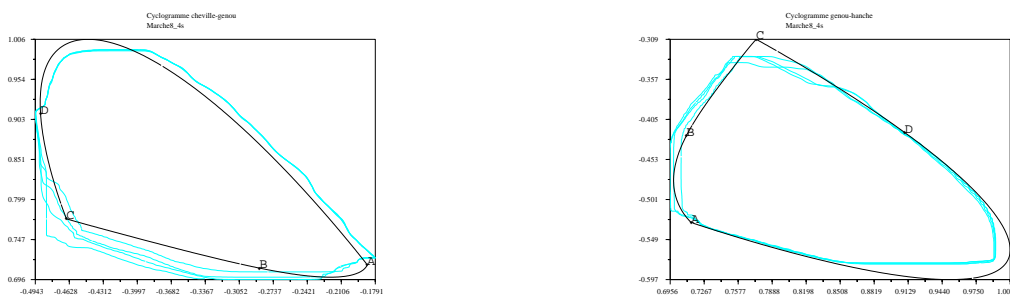


FIG. 63: *Cyclogrammes de la jambe droite et changements de support associés ($[AC]=SSD - [CA]=SSG$)*

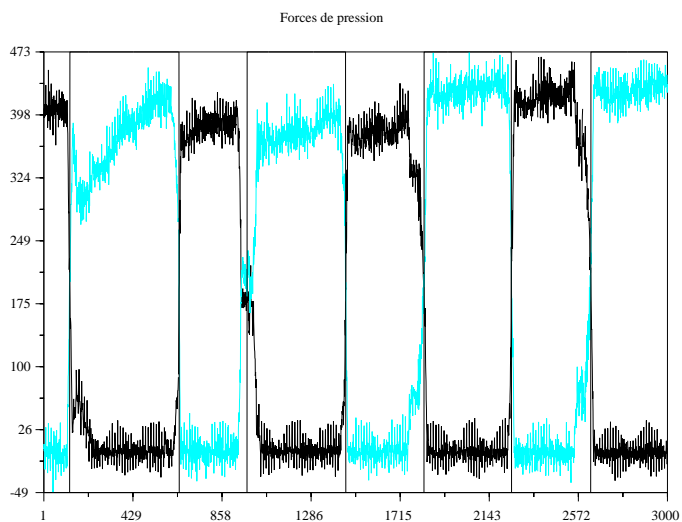


FIG. 64: Composante verticale des forces de pression sur chaque pied (N)

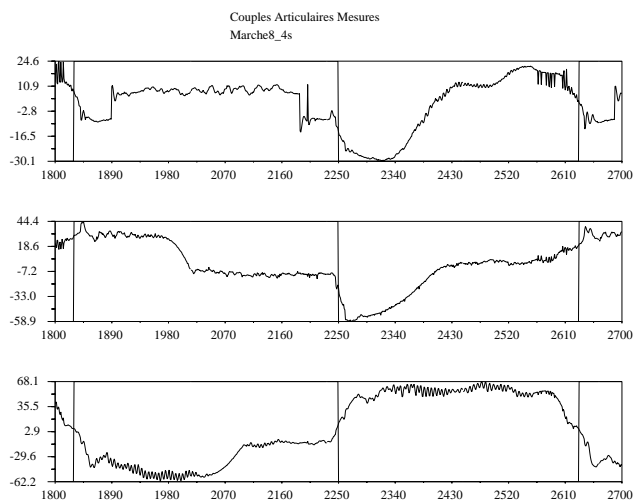


FIG. 65: Couples articulaires (chevilles-genoux-hanches droits) et changements de support sur 2 pas (à gauche SSG à droite SSD)

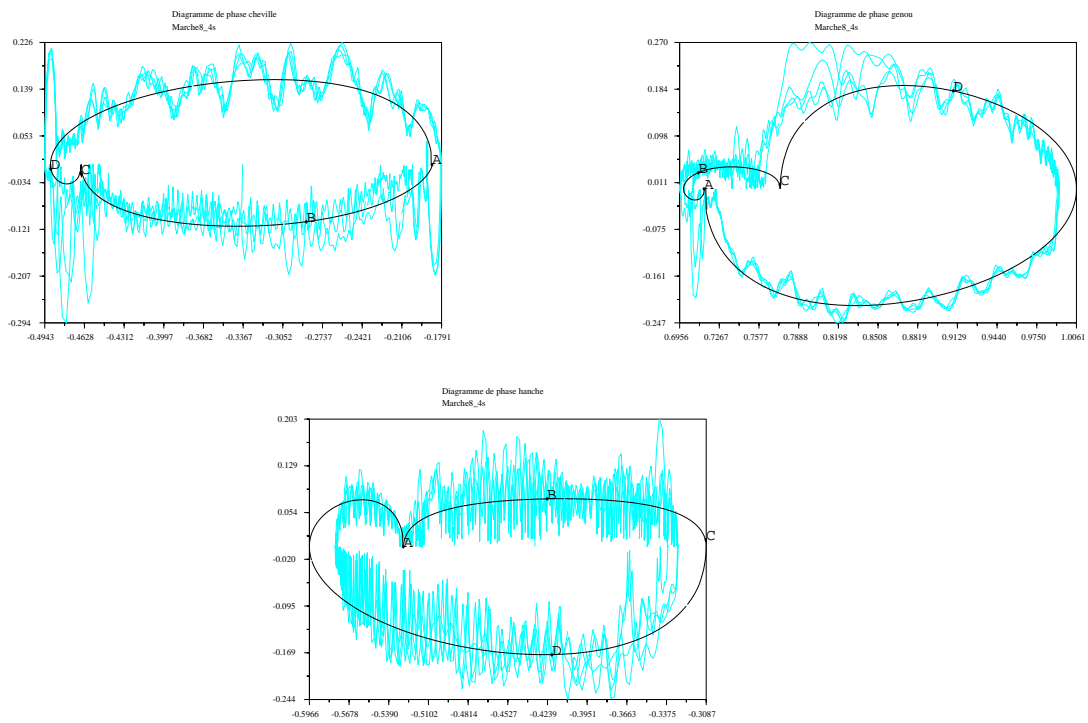


FIG. 66: Diagrammes de phase pour chaque type d'articulation et changements de support ([AC]=SSD - [CA]=SSG)

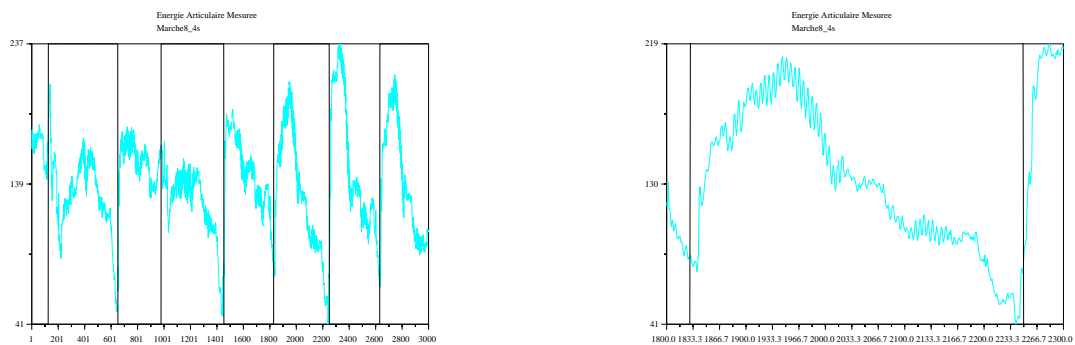


FIG. 67: Énergie consommée et changements de support

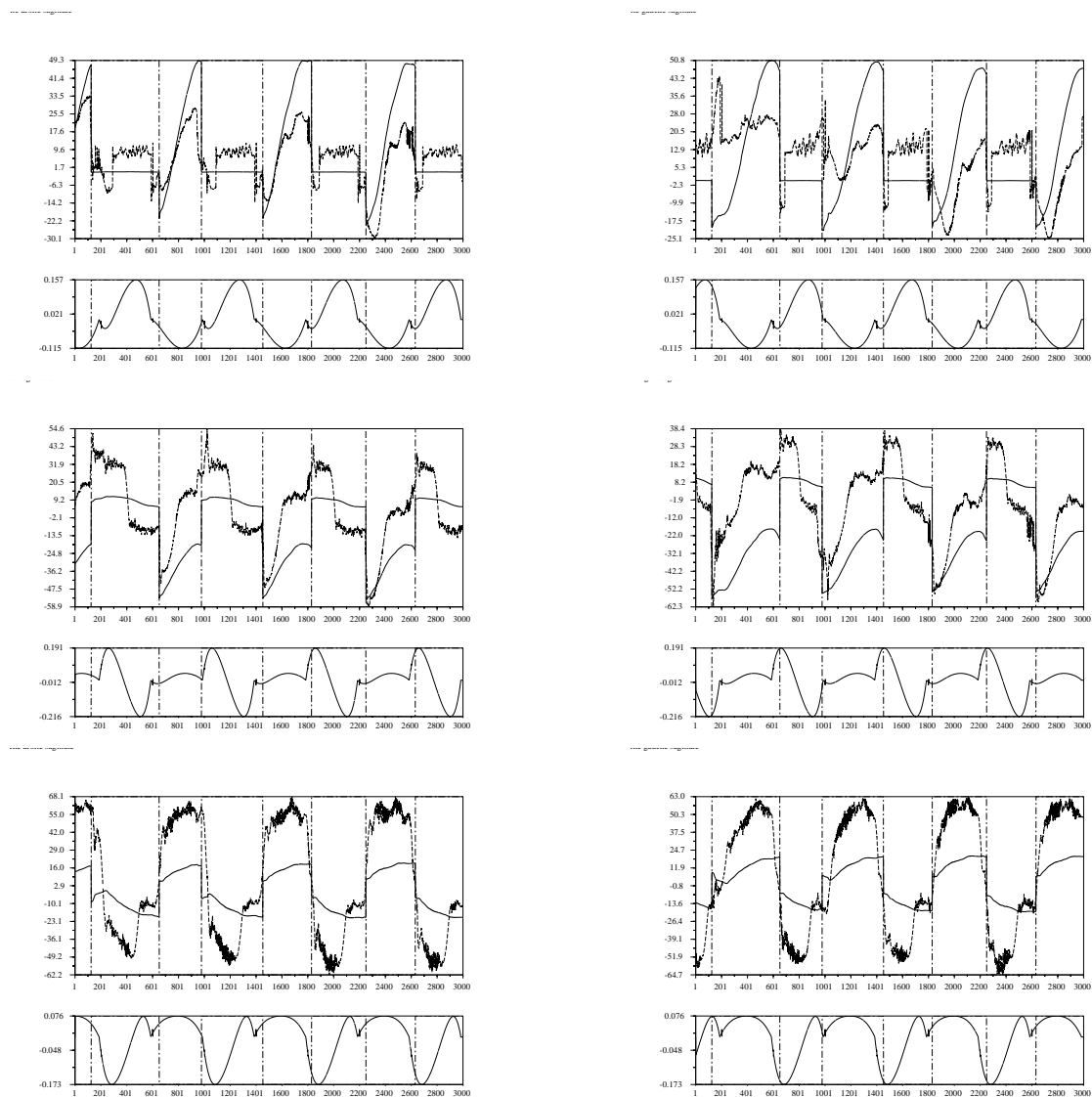


FIG. 68: *Couples articulaires (Nm) mesurés et simulés et vitesses articulaires ($\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$) (chevilles-genoux-hanches)*

9.5 Marche bassin altitude fixe

Longueur des pas	38cm
Vitesse du pas	4s

Vitesse de déplacement	$95.10^{-3} m.s^{-1}$
Énergie consommée par unité de longueur	$113.4k J.m^{-1}$
Énergie consommée par unité de temps	$10.8k J.s^{-1}$

Chevilles	32
Genoux	25
Hanches	43%

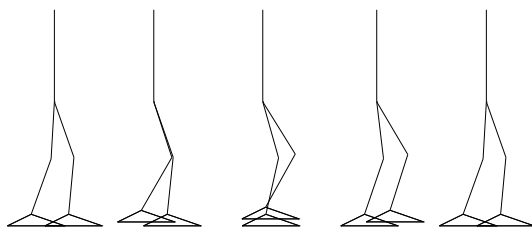


FIG. 69: Décomposition d'un pas de la démarche

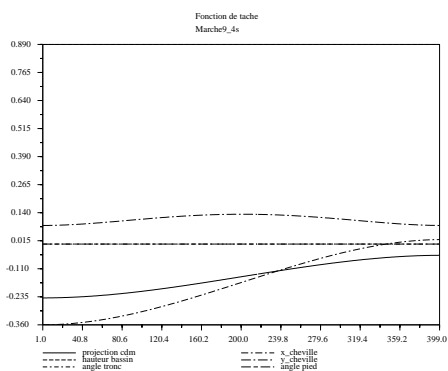


FIG. 70: Fonction de sortie

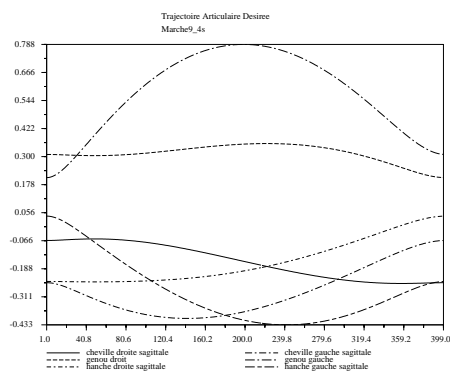


FIG. 71: Trajectoires articulaires

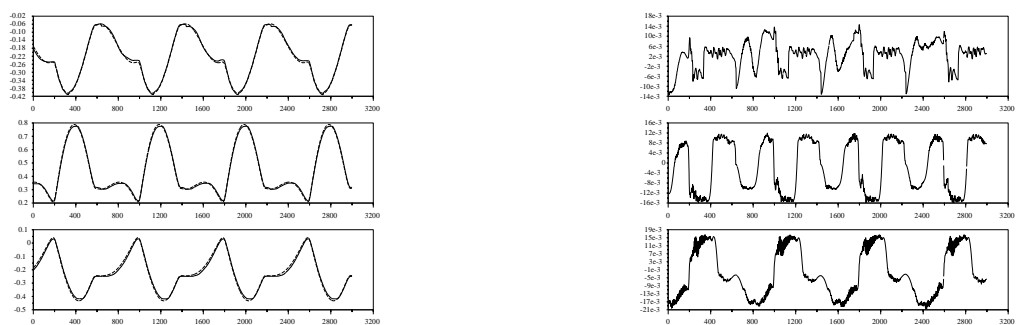


FIG. 72: Poursuite des trajectoires de référence (gauche) et erreurs de suivi (droite) (chevilles-genoux-hanches droits)

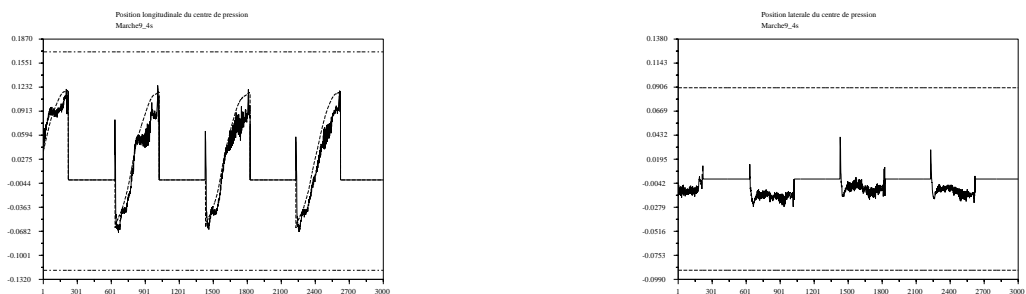


FIG. 73: Coordonnées (m) des centres de pression du pied droit et de masse

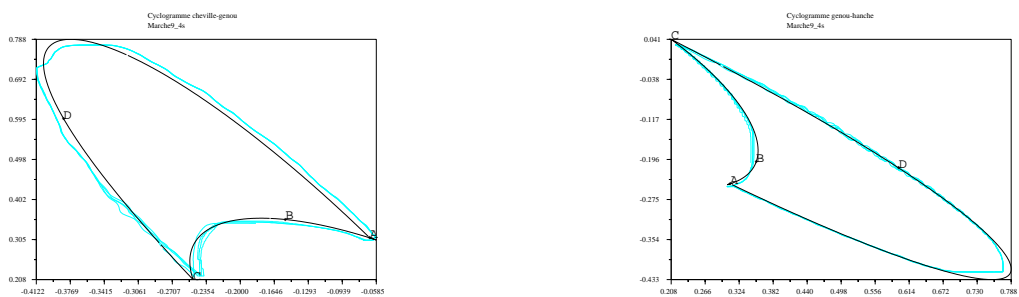


FIG. 74: Cyclogrammes de la jambe droite et changements de support associés ($[AC]=SSD - [CA]=SSG$)

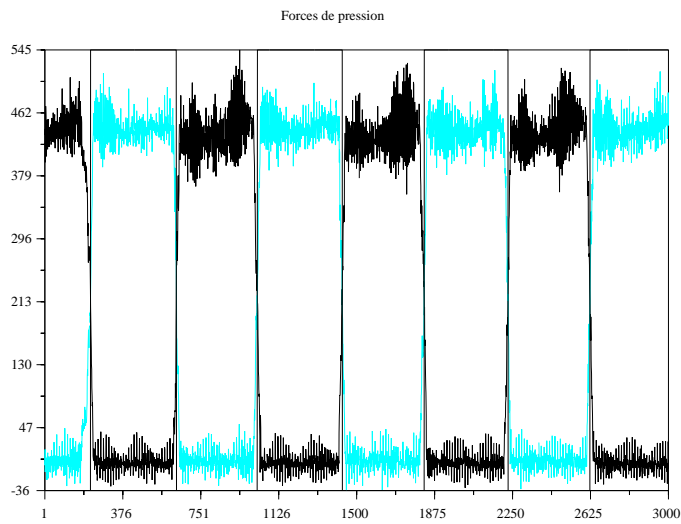


FIG. 75: Composante verticale des forces de pression sur chaque pied (N)

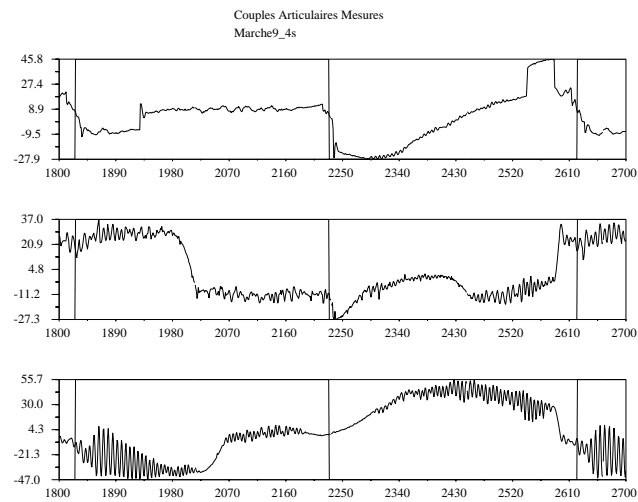


FIG. 76: Couples articulaires (chevilles-genoux-hanches droits) et changements de support sur 2 pas (à gauche SSG à droite SSD)

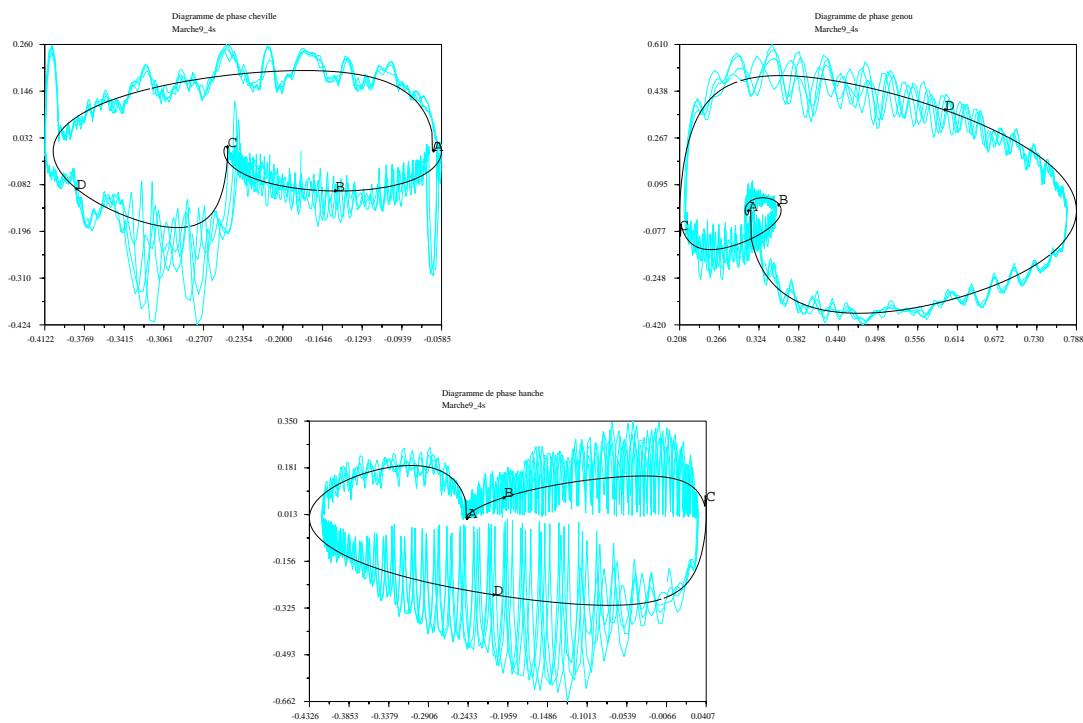


FIG. 77: Diagrammes de phase pour chaque type d'articulation et changements de support ([AC]=SSD - [CA]=SSG)

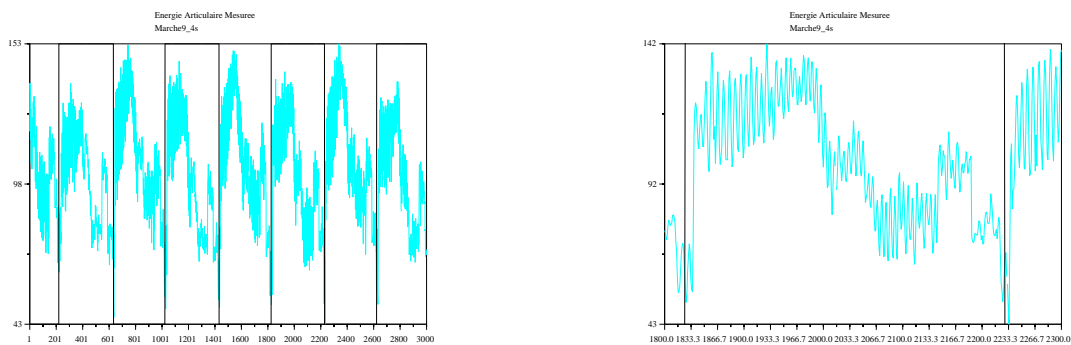


FIG. 78: Énergie consommée et changements de support

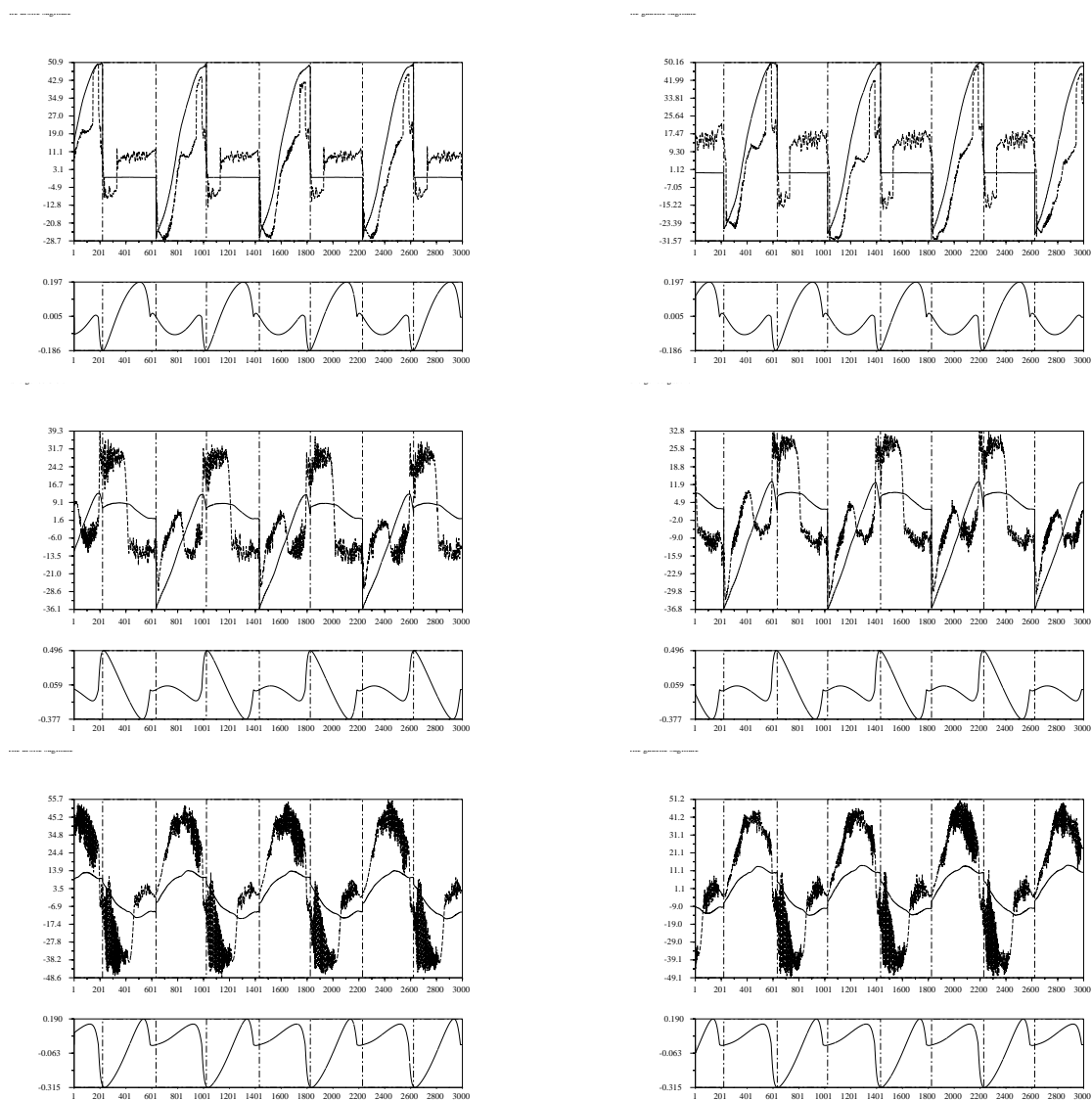


FIG. 79: *Couples articulaires (Nm) mesurés et simulés et vitesses articulaires (rad.s⁻¹) (chevilles-genoux-hanches)*

9.6 Marche pied haut

Longueur des pas	38cm
Vitesse du pas	4s

Vitesse de déplacement	$95.10^{-3} m.s^{-1}$
Énergie consommée par unité de longueur	$130k J.m^{-1}$
Énergie consommée par unité de temps	$12.3k J.s^{-1}$

Chevilles	24%
Genoux	32%
Hanches	44%

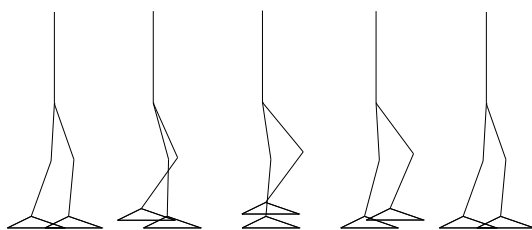


FIG. 80: D'écomposition d'un pas de la d'émarche

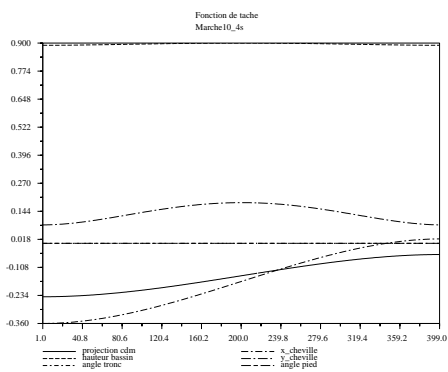


FIG. 81: Fonction de sortie

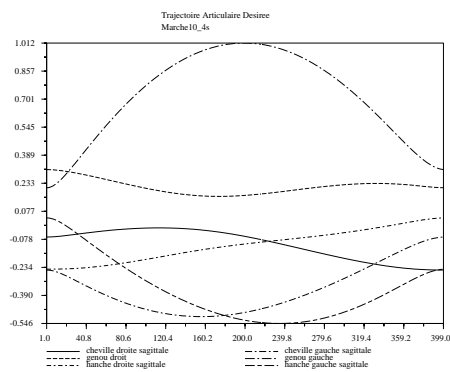


FIG. 82: Trajectoires articulaires

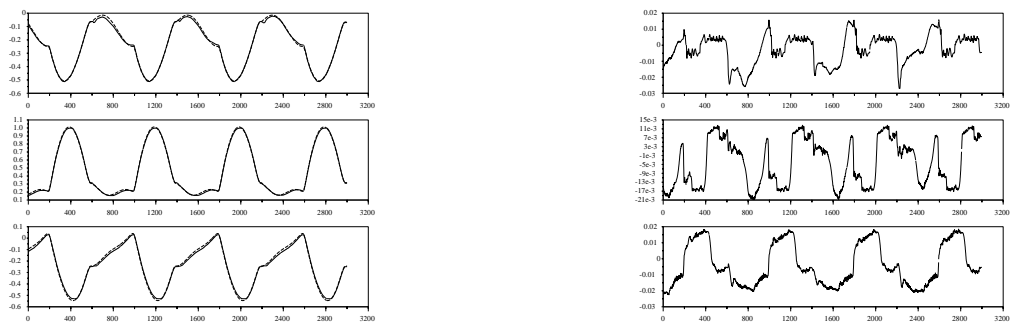


FIG. 83: *Poursuite des trajectoires de référence (gauche) et erreurs de suivi (droite) (chevilles-genoux-hanches droits)*

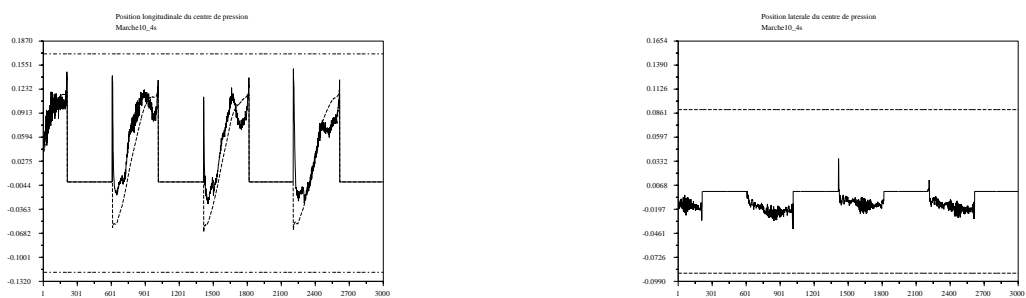


FIG. 84: *Coordonnées (m) des centres de pression du pied droit et de masse*



FIG. 85: *Cyclogrammes de la jambe droite et changements de support associés ($[AC]=SSD - [CA]=SSG$)*

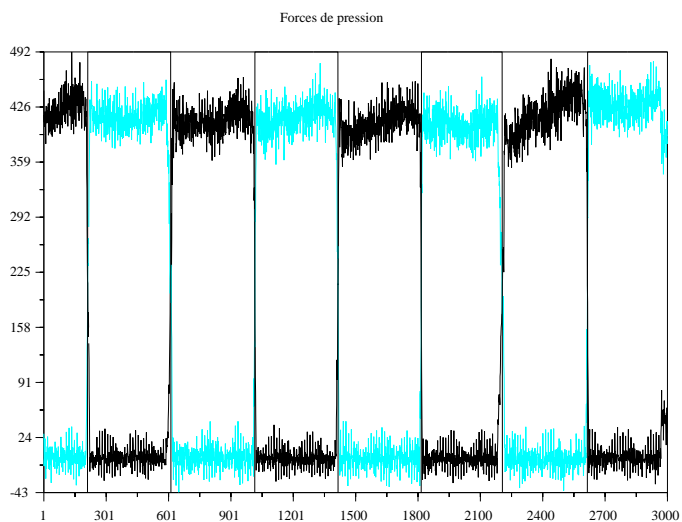


FIG. 86: Composante verticale des forces de pression sur chaque pied (N)

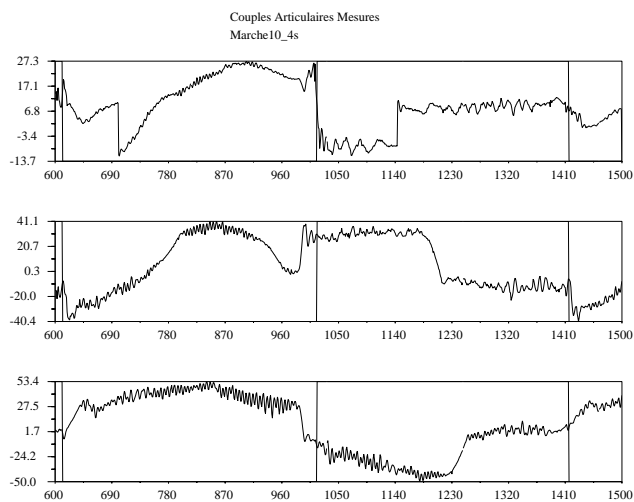


FIG. 87: Couples articulaires (chevilles-genoux-hanches droits) et changements de support sur 2 pas (à gauche SSD à droite SSG)

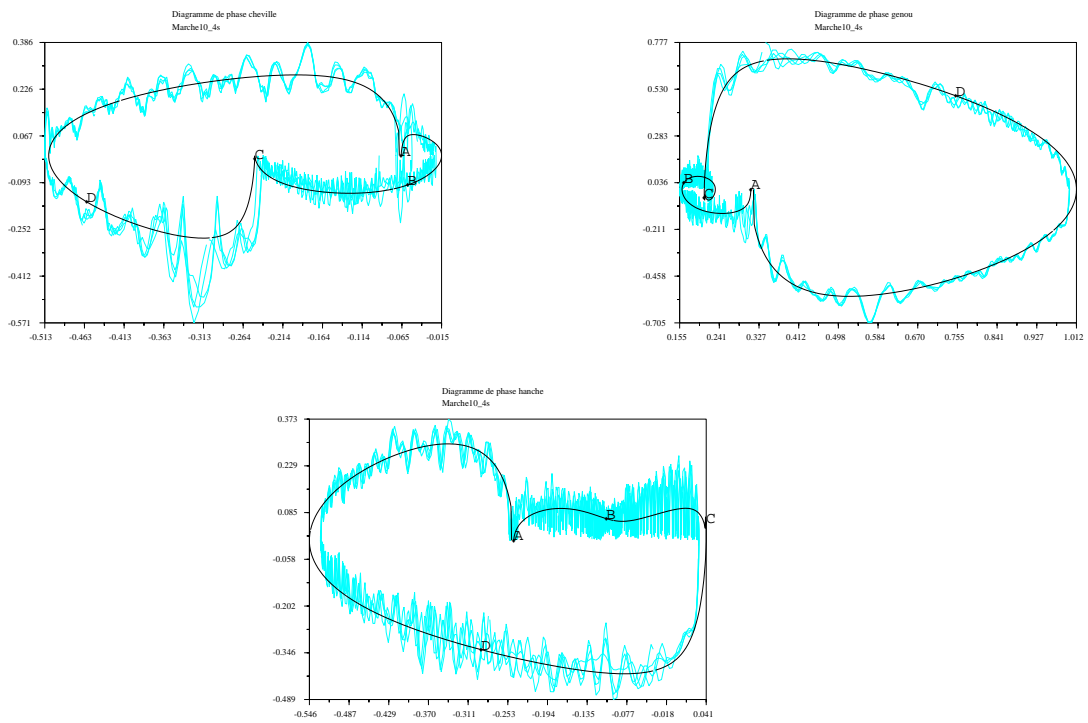


FIG. 88: Diagrammes de phase pour chaque type d'articulation et changements de support ([AC]=SSD - [CA]=SSG)

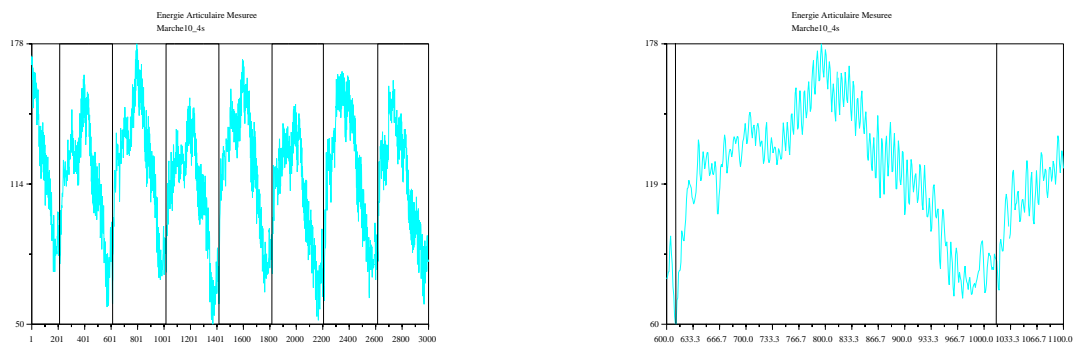


FIG. 89: Énergie consommée et changements de support

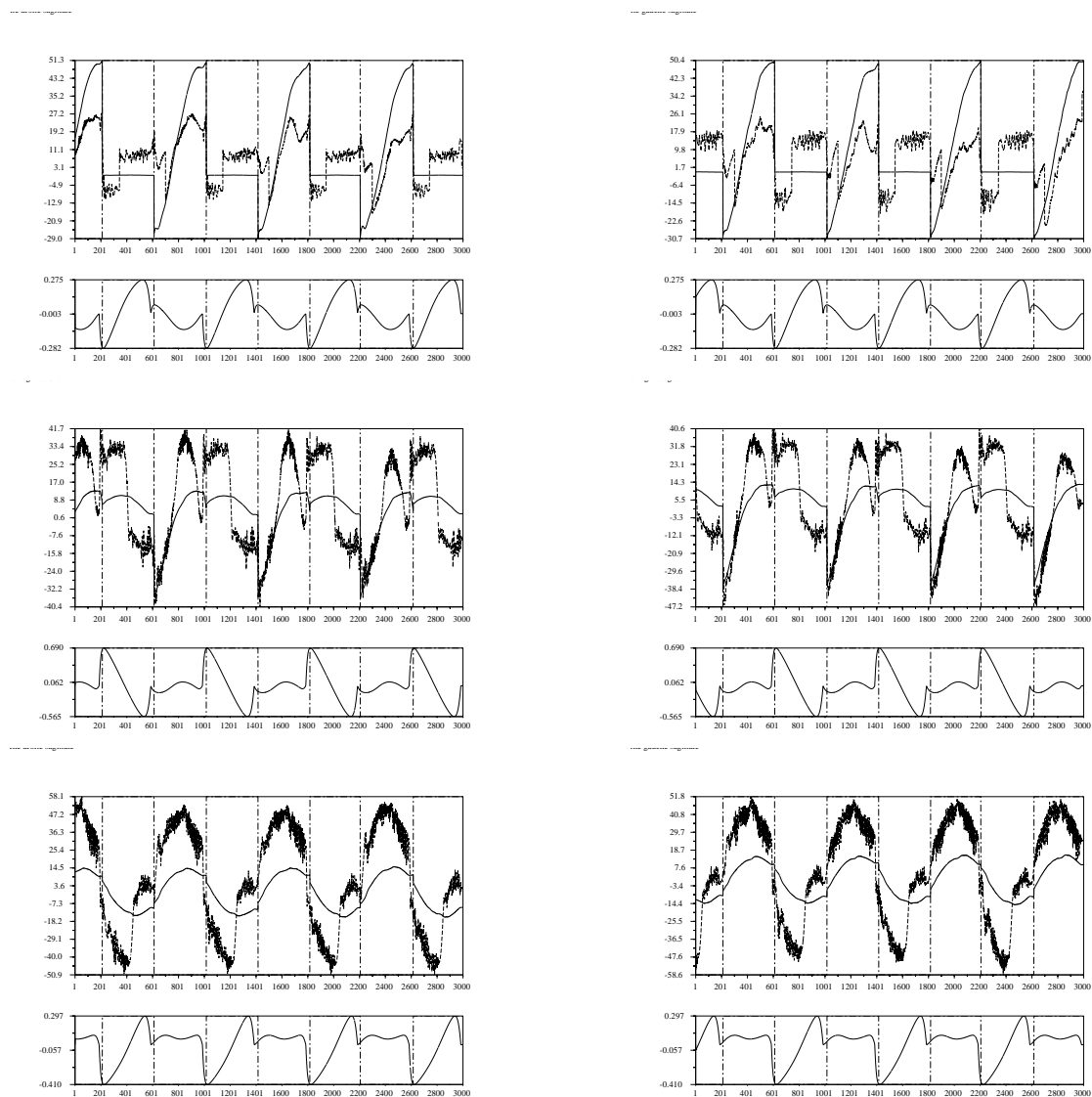


FIG. 90: Couples articulaires (Nm) mesurés et simulés et vitesses articulaires ($\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$) (chevilles-genoux-hanches)

9.7 Marche à reculons

Longueur des pas	38cm
Vitesse du pas	4s

Vitesse de déplacement	$95.10^{-3} m.s^{-1}$
Énergie consommée par unité de longueur	$105 kJ.m^{-1}$
Énergie consommée par unité de temps	$10 kJ.s^{-1}$

Chevilles	40%
Genoux	26%
Hanches	34%

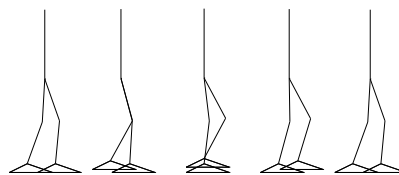


FIG. 91: D'écomposition d'un pas de la d'émarche

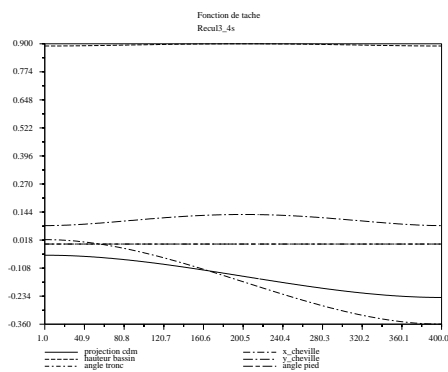


FIG. 92: Fonction de sortie

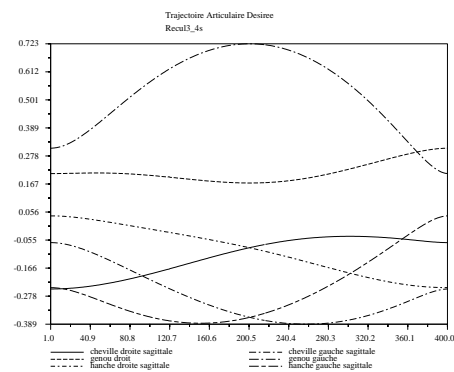


FIG. 93: Trajectoires articulaires

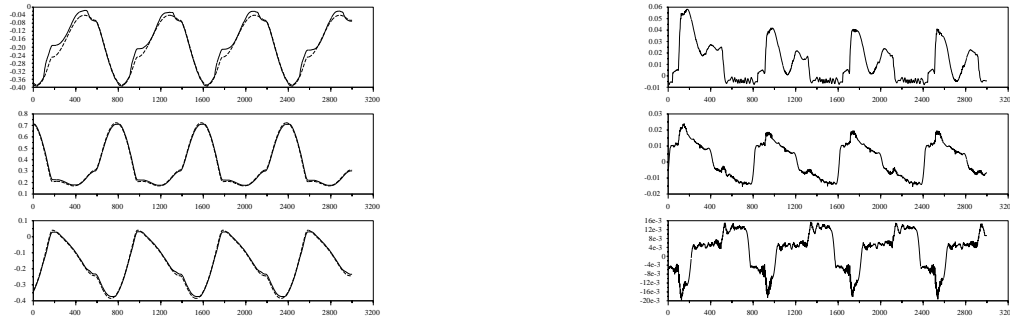


FIG. 94: *Poursuite des trajectoires de référence (gauche) et erreurs de suivi (droite) (chevilles-genoux-hanches droits)*

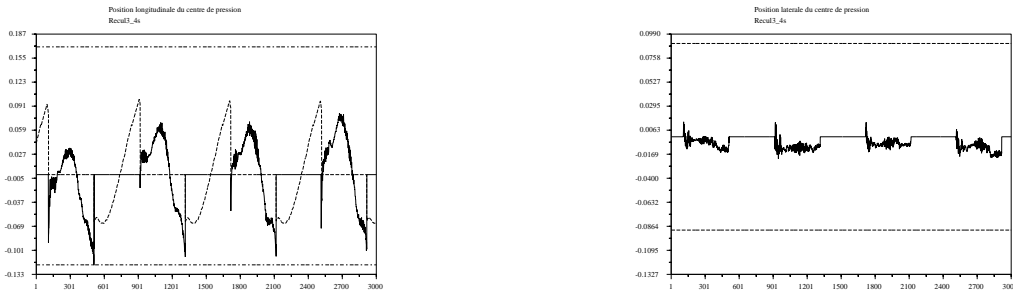


FIG. 95: *Coordonnées (m) des centres de pression du pied droit et de masse*



FIG. 96: *Cyclogrammes de la jambe droite et changements de support associés ([AC]=SSD - [CA]=SSG)*

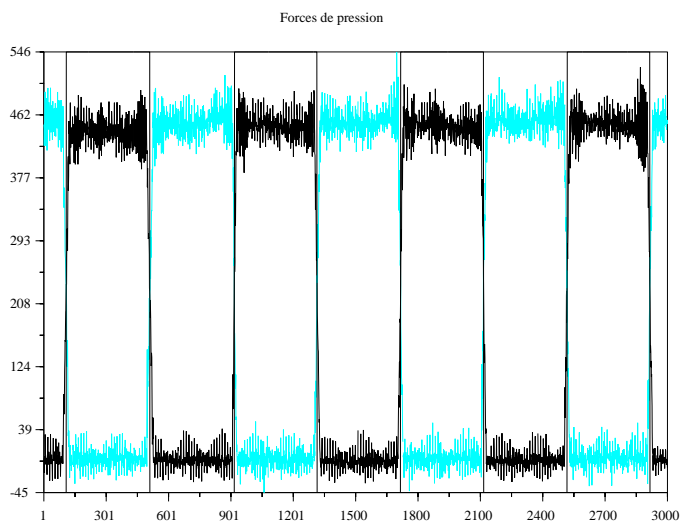


FIG. 97: Composante verticale des forces de pression sur chaque pied (N)

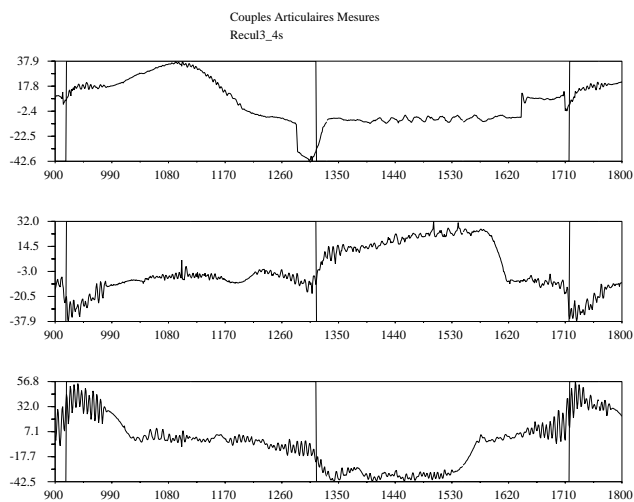


FIG. 98: Couples articulaires (chevilles-genoux-hanches droits) et changements de support sur 2 pas (à gauche SSD à droite SSG)

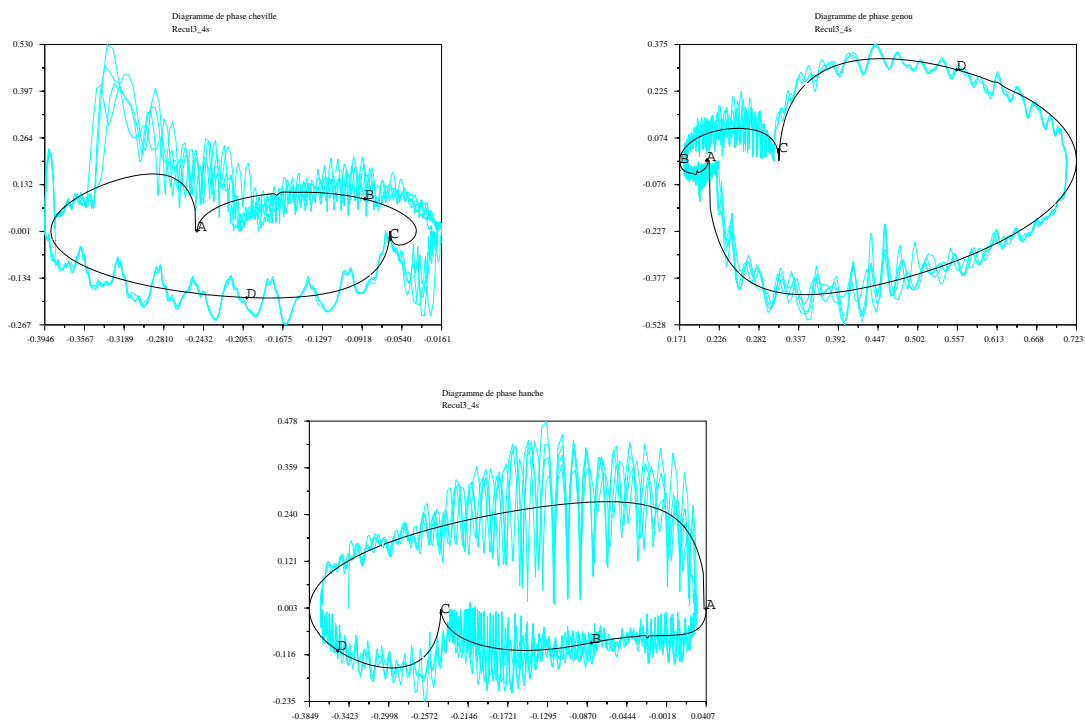


FIG. 99: Diagrammes de phase pour chaque type d'articulation et changements de support ([AC]=SSD - [CA]=SSG)

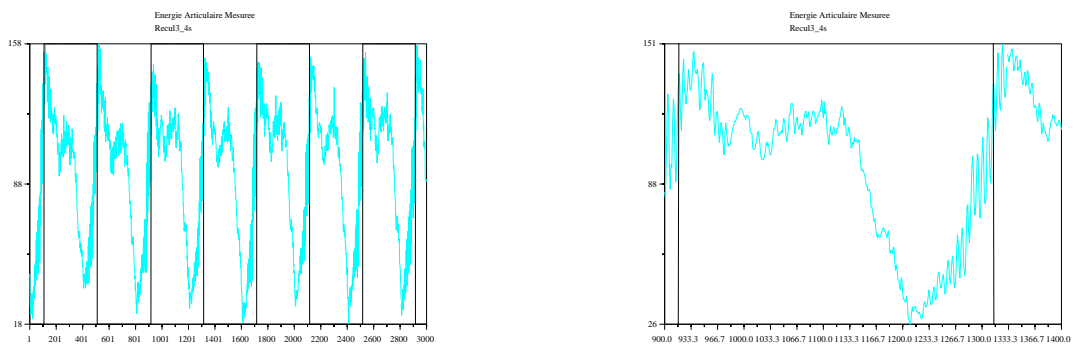


FIG. 100: Énergie consommée et changements de support

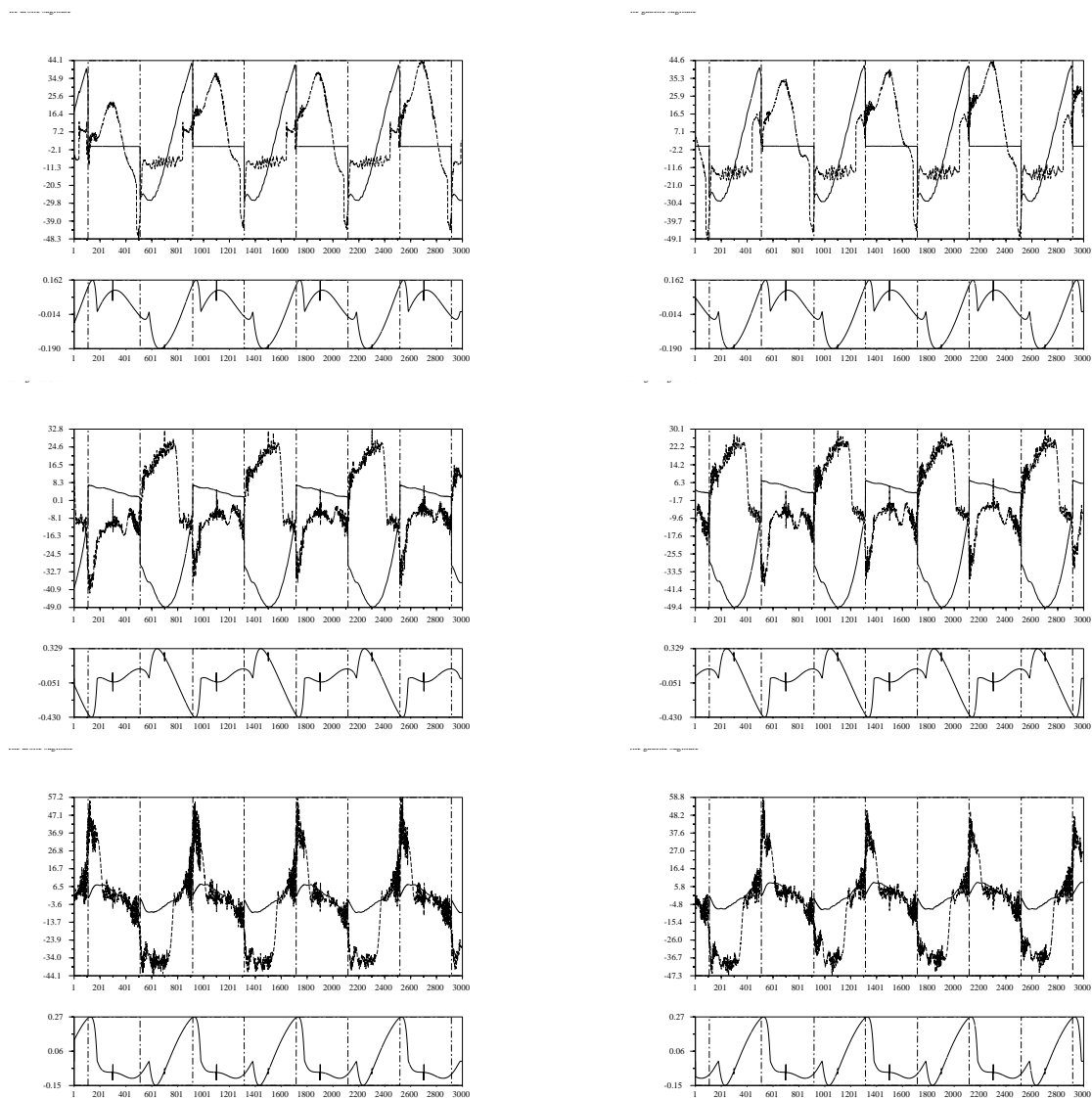


FIG. 101: *Couples articulaires (Nm) mesurés et simulés et vitesses articulaires ($\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$) (chevilles-genoux-hanches)*

Références

- [1] A.Cappozzo. Gait analysis methodology. In *Human Movement Science*, volume 3, pages 27–50, 1984.
- [2] B.Espiau and P.Sardain. The anthropomorphic biped robot bip2000. In *IEEE, International Conference on Robotics and Automation*, 2000.
- [3] C.Azevedo and the Bip team. Control architecture and algorithms of the anthropomorphic biped bip2000. In *Proc. of International Symposium on Mobile, Climbing and Walking Robots - CLAWAR'2000*, 2000.
- [4] D.H.Jacobson C.K.Chow. Studies of human locomotion via optimal programming. In *Mathematical Biosciences*, volume 10, pages 239–306, 1971.
- [5] D.A.Winter. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and slow cadences. In *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pages 147–154, 1982.
- [6] F. Génot. *Contributions à la modélisation et à la commande des systèmes mécaniques de corps rigides avec contraintes unilatérales*. Thèse de Doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, Grenoble - France, 1998.
- [7] J.Charteris. Human gait cyclograms: Conventions, speed relationships and clinical applications. In *International Journal of Rehabilitation Research*, volume 5, pages 507–518, 1982.
- [8] J.J.Parmentier. *Contribution à la commande d'un robot bipède*. Rapport de stage, École Polytechnique/INRIA - Paris, 1999.
- [9] W. Khalil and J.F. Kleinfinger. A new geometric notation for open and closed-loop robots. In *IEEE, International Conference on Robotics and Automation*, pages 1174–1180, April 1986.
- [10] M.E.Wooten K.K.Ramakrishnan, M.P.Kadaba. Lower extremity joint moments and ground reaction torque in adult gait. In *Biomechanics of Normal and Prosthetic Gait*, volume 4, pages 87–92, 1987.
- [11] M.W.Whittle. Clinical gait analysis: A review. In *Human Movement Science*, volume 15, pages 369–387, 1996.
- [12] M.Rostami P.Sardain and G.Bessonnet. An anthropomorphic biped robot: Dynamic concepts and technological design. In *IEEE, Trans. on Syst. Man and Cybernetix*, volume 28a, pages 823–838, june 1998.
- [13] The Orccad Team. The orccad architecture. In *Robotics Research, Special issues on Integrated Architectures for Robot Control and Programming*, volume 17-4, pages 338–359, 1998.
- [14] M.A.Kaimin V.M.Zatsiorsky, S.L.Werner. Basic kinematics of walking. In *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, volume 34, 1994.



Unité de recherche INRIA Lorraine, Technopôle de Nancy-Brabois, Campus scientifique,
615 rue du Jardin Botanique, BP 101, 54600 VILLERS LÈS NANCY
Unité de recherche INRIA Rennes, Irisa, Campus universitaire de Beaulieu, 35042 RENNES Cedex
Unité de recherche INRIA Rhône-Alpes, 655, avenue de l'Europe, 38330 MONTBONNOT ST MARTIN
Unité de recherche INRIA Rocquencourt, Domaine de Voluceau, Rocquencourt, BP 105, 78153 LE CHESNAY Cedex
Unité de recherche INRIA Sophia-Antipolis, 2004 route des Lucioles, BP 93, 06902 SOPHIA-ANTIPOLIS Cedex

 diteur
INRIA, Domaine de Voluceau, Rocquencourt, BP 105, 78153 LE CHESNAY Cedex (France)
<http://www.inria.fr>
ISSN 0249-6399