



HAL
open science

Etude de la fatigue d'un coureur, de l'instrumentation à l'analyse vibratoire

Frédéric Bonnardot, Mohamed El Badaoui

► **To cite this version:**

Frédéric Bonnardot, Mohamed El Badaoui. Etude de la fatigue d'un coureur, de l'instrumentation à l'analyse vibratoire. 10ème Congrès Français d'Acoustique, Apr 2010, Lyon, France. hal-00537182

HAL Id: hal-00537182

<https://hal.science/hal-00537182v1>

Submitted on 17 Nov 2010

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.

10ème Congrès Français d'Acoustique

Lyon, 12-16 Avril 2010

Étude de la fatigue d'un coureur, de l'instrumentation à l'analyse vibratoire

Frédéric Bonnardot^{1,2,3}, Mohamed El Badaoui^{1,2,3}

¹ Université de Lyon, F-42023, Saint Etienne, France; frederic.bonnardot@univ-st-etienne.fr

² Université de Saint Etienne, Jean Monnet, F-42000, Saint Etienne, France; mohamed.elbadaoui@univ-st-etienne.fr

³ LASPI, F-42334, IUT de Roanne, France.

La locomotion humaine, en particulier lors de la marche et la course à pied, se traduit par des séquences de gestes cycliques et répétés. La variabilité de ces séquences pouvant révéler des aptitudes ou des défaillances motrices, l'objectif de ce travail est d'analyser et de caractériser les foulées d'un coureur à partir des forces d'appui au sol générées lors d'une course au moyen d'outils de traitement adaptés. L'analyse spectrale et l'étude de la cyclostationnarité des signaux mesurés pendant la course ont été effectuées. Dans un premier temps, nous présentons l'instrumentation utilisée pour l'acquisition des signaux d'accélération en condition réelle de course. Dans un second temps, nous montrons les limites de l'analyse spectrale et le caractère cyclostationnaire au sens large des signaux accélérométriques mesurés au niveau du tibia. Un signal est cyclostationnaire si ses moments statistiques dépendent du temps de manière périodique. La propriété de cyclostationnarité se caractérise principalement par le fait que l'on a un couplage d'un phénomène périodique (cycle de la foulée) avec un phénomène aléatoire stationnaire (amplitude aléatoire de la force d'une foulée à l'autre). Une analyse fine des outils de cyclostationnarité, et notamment de l'analyse d'enveloppe, met en évidence une fluctuation de vitesse (élargissement des raies du spectre de l'enveloppe) qui serait également à l'origine de la cyclostationnarité à l'ordre 2. Ainsi, un coureur présenterait une variabilité ou une fluctuation de vitesse plus forte en cas de fatigue.

1 Introduction

La compétition sportive étant de plus en plus technique, il devient important d'une part de mesurer les performances de l'équipement et d'autre part de quantifier l'état physique des sportifs. Dans ce cadre, le LPE de Saint Etienne a mené une étude en collaboration avec le LASPI visant à mesurer la fatigue de sportif de haut niveau lors d'un ultra marathon [1] (24 heures de course sans interruption). Cette étude montra les limites de l'analyse spectrale sur les signaux accélérométriques recueillis et l'intérêt de l'analyse cyclostationnaire (en particulier de l'analyse d'enveloppe) pour détecter la fatigue.

Bien que concluante, cette étude avait été réalisée en laboratoire sur un tapis de course instrumentalisé tournant à vitesse constante. Afin de vérifier la reproductibilité dans le cas réel (coureur à l'extérieur sur un chemin), le LASPI a développé un système d'acquisition embarqué dans un sac à dos. Les signaux ainsi recueillis ont des propriétés similaires aux signaux obtenus sur tapis de course et nous permettent de généraliser les indicateurs obtenus en situation réelle.

L'objet de cette communication est de présenter dans un premier temps ce système d'acquisition, d'étudier ensuite les signaux acquis, et, dans un troisième temps de montrer l'apport de l'analyse cyclostationnaire sur ce type de signaux (et donc de valider les conclusions de l'étude menée sur tapis de course).

2 Instrumentation

2.1 But des acquisitions

Le but de l'étude réalisée au LASPI est d'élaborer un indicateur ou une méthode permettant de mesurer la fatigue d'un coureur en fonction du temps. La fatigue n'étant pas directement mesurable, nous avons choisi de l'estimer à partir des vibrations produites par le coureur lors de ces déplacements. Les mesures n'ont pas été réalisées en laboratoire, mais sur un chemin varié (goudron, terre, ...) utilisé par des coureurs occasionnels.

2.2 Conception du système d'acquisition

Pour une utilisation extérieure, le système d'acquisition doit être autonome (2 à 4 heures). Il ne doit pas constituer une contrainte pour le coureur, c'est-à-dire qu'il doit être léger, simple à utiliser, et à transporter. Le système d'acquisition a donc été embarqué dans un sac à dos.

Le temps de conception du système complet devant être assez réduit (quelques jours), il a été développé à partir d'éléments disponibles et éprouvés.

2.2.1 Capteurs

Classiquement, la mesure d'accélération est réalisée à l'aide d'accéléromètres piézo-électriques à électronique

intégrée (IEPE). Ces accéléromètres nécessitent de disposer d'un conditionneur IEPE externe ou d'une carte avec conditionneur IEPE intégrée. L'ensemble est relativement onéreux (version miniature).

Les capteurs accélérométriques de type MEMS (MicroElectroMechanical Systems - systèmes mécaniques miniaturisés à l'échelle micrométrique) se présentent sous la forme d'un circuit intégré de faible taille (voir figure 1), ils sont alimentés avec une tension de 5 V et fournissent directement une sortie tension proportionnelle à l'accélération. Les MEMS, utilisés massivement dans des consoles de jeux et téléphones, sont très bon marché.

Les capteurs MEMS ADXL 250 ont été retenus afin d'une part d'économiser un conditionneur (l'alimentation 5 V étant fournie par le port USB d'un portable) et d'autre part en raison de leur faible encombrement : il suffit des les fixer sur le sujet à l'aide d'une bande adhésive (voir figure 2). Leur sensibilité est de 38 mV/g .



FIGURE 1 – Capteur MEMS (7 x 10 mm).

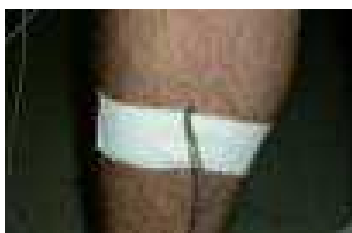


FIGURE 2 – Fixation du capteur sur le tibia.

2.2.2 Carte d'acquisition

Les signaux biomédicaux occupant une faible bande passante ($< 100 \text{ Hz}$), une carte d'acquisition d'entrée de gamme NI-USB 6008 (12 bits - 10 kHz) a été utilisée (voir figure 3). Cette carte, très légère, présente l'avantage d'être alimentée directement par le port USB et fournie une sortie 5 V USB permettant d'alimenter les capteurs.

Étant donné la faible bande passante du signal, nous n'avons pas utilisé de filtre antirepliement, mais nous avons, en contrepartie largement suréchantillonné les signaux en utilisant une fréquence d'échantillonnage de 1 kHz .

2.2.3 Portable

Afin d'utiliser les logiciels d'acquisition utilisés classiquement au LASPI (Labview), nous avons utilisé un PC portable. Le PC portable devant être le plus léger possible et supporter des chocs (il était positionné dans le sac à dos d'un coureur), nous nous sommes tourné

vers un netbook (voir figure 3) pesant 1 kg et équipé de disque dur SSD (Solid State Drive) peu sensible aux vibrations.

Nous avons par ailleurs utilisé la synthèse vocale présente sur le PC afin de communiquer avec le coureur pendant sa course (annonce de la durée - démarrage et arrêt acquisition). Le déclenchement et l'arrêt des acquisitions se faisant à l'aide d'un bouton poussoir situé sur le sac à dos.

Le sac à dos comprenant le PC, la carte d'acquisition, et, la connectique pèse 1,5 kg, il répond donc parfaitement à notre cahier des charges.

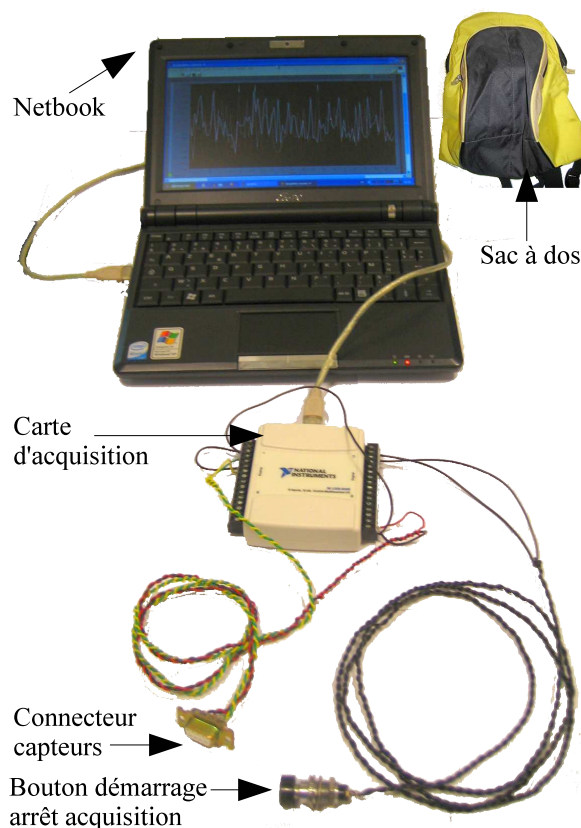


FIGURE 3 – Système d'acquisition (seul le bouton est à l'extérieur du sac à dos).

2.3 Améliorations futures

2.3.1 Court terme

Il est prévu à court terme d'intégrer un GPS à notre système afin d'enregistrer la position et l'altitude du coureur. Ce GPS permettrait d'une part d'établir des corrélations éventuelles entre le terrain et les signaux recueillis et d'autre part d'envisager des déclenchements totalement automatiques d'acquisitions. Les signaux GPS peuvent également être traités au même titre que les signaux accélérométriques.

Il serait également intéressant de réaliser un comparatif entre les signaux fournis par les capteurs IEPE et les capteurs MEMS.

2.3.2 Long terme

À plus long terme, nous envisageons de développer un système d'acquisition basé sur un microcontrôleur

de type dsPIC équipé de convertisseurs analogiques numériques qui seraient reliés à :

- un module de gestion de carte SD pour l'enregistrement des signaux,
- un module de synthèse vocale pour le dialogue avec l'utilisateur,
- un GPS à haute vitesse pour un relevé de la position.

Un tel système serait bien plus léger (porté à la ceinture) et bien plus simple à utiliser (pas besoin de démarrer le PC).

En parallèle, nous nous intéressons aux moyens de transmettre les données sans fil (capteur relié à un émetteur bluetooth). Ceci permettrait de remplacer le PC par un PDA.

Il est également envisagé d'enregistrer les signaux ECG.

3 Analyse classique des signaux

Le cobaye (M. El Badaoui) équipé du sac à dos a réalisé 6 acquisitions sur 3 tronçons différents (1 aller + 1 retour). Le tableau 1 présente l'historique des acquisitions.

Nom	Type de chemin	Sens	Durée
T1A	hybride terre goudron	Aller	5min 15s
T2A	goudron	Aller	3min 35s
T3A	terre	Aller	5min 29s
T3R	terre	Retour	5min 18s
T2R	goudron	Retour	3min 40s
T1R	hybride terre goudron	Retour	4min 22s
Fréquence d'échantillonnage			1 kHz
Vitesse moyenne			10,3 km/h

TABLE 1 – Historique des acquisitions

3.1 Analyse temporelle

La figure 4 montre un extrait de signaux acquis (2,5 s) pour chacune des configurations. Les signaux montrent clairement les impacts au sol associés à chaque pied (pic passif). Il conviendra de distinguer la fréquence de foulée (1 cycle=2 pieds) de la fréquence d'impact. Sur la durée d'une acquisition, on pourra considérer que les signaux sont cycliques. Si l'on considère tout le parcours, la fréquence de foulée variera suivant le profil du terrain et la forme du signal changera.

Une analyse rapide des signaux en fonction du temps ne montre pas de différence notable sur les signaux dans les différentes configurations. Bien que l'amplitude des pics bas augmente pour les courbes T3R en bleu et T2R en vert, elle redescend pour la courbe T1R en cyan. L'amplitude ne semble donc pas un critère pertinent à première vue.

3.2 Comparatif avec signaux de force

Dans la littérature [2] [3], il est courant d'étudier les réponses des GRF (Ground Reaction Force) qui traduisent la force exercée par le sol sur le corps. Les GRF

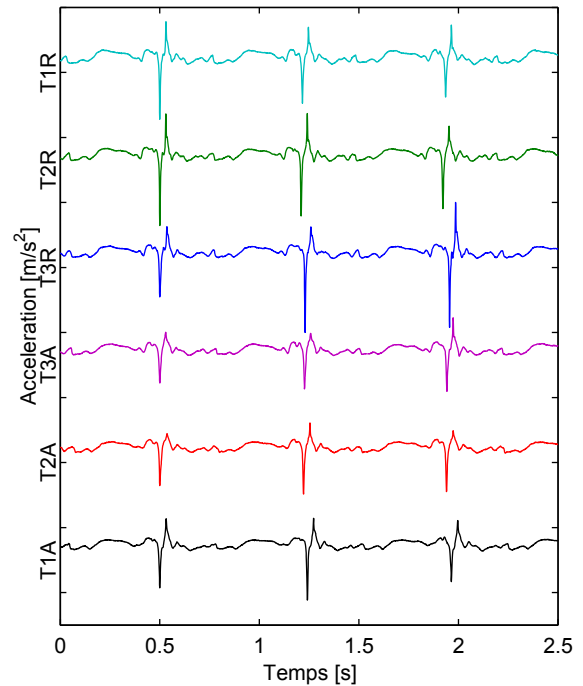


FIGURE 4 – Signaux acquis (extrait - même échelle).

(voir figure 5), comportent bien plus d'informations que les signaux que nous avons acquis : en plus du pic passif, on note la présence d'un "pic" actif (beaucoup plus large) dû à la force de propulsion.

Dans notre cas, le capteur est positionné sur le tibia, il est donc sensible au choc associé au pic passif, mais beaucoup moins sensible au pic actif qui est dû à un mouvement du pied (et non du tibia) permettant de propulser le coureur.

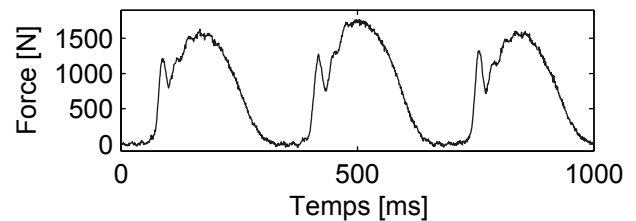


FIGURE 5 – Signaux GRF.

Dans une étude similaire [1] basée sur l'analyse des signaux de force, il avait été possible de détecter la fatigue des sportifs. On notera donc qu'en plus de la difficulté liée à sa réalisation hors laboratoire, les signaux traités sont de nature différente et comportent (à priori) moins d'informations.

3.3 Analyse spectrale

La figure 6 montre le spectre de la première acquisition (T1A) estimé par la méthode du périodogramme moyenné. On retrouve une série de pics dont le fondamental, situé à environ 1,36 Hz, correspond à la fréquence des impacts. Le pic correspondant à la foulée (2 fois plus lente) n'est pas visible dans le spectre.

On peut noter que les pics associés aux harmoniques

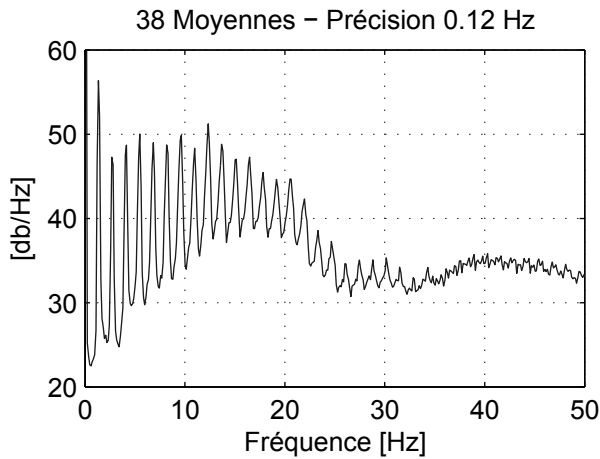


FIGURE 6 – Spectre de T1A (Périodogramme moyenné).

s'élargissent de plus en plus jusqu'à disparaître totalement. Ce type de spectre est caractéristique d'une modulation de fréquence. En effet, plus l'on est à une harmonique élevée, plus les faibles fluctuations de rythme de course se trouvent amplifiées et l'énergie dissipée sur une large bande de fréquence. Lorsque la fréquence devient "élevée", les pics, trop larges se confondent les uns avec les autres rendant difficile l'interprétation du spectre.

La figure 7 montre une superposition de tous les spectres en utilisant le même estimateur et le code des couleurs utilisé pour la figure 4.

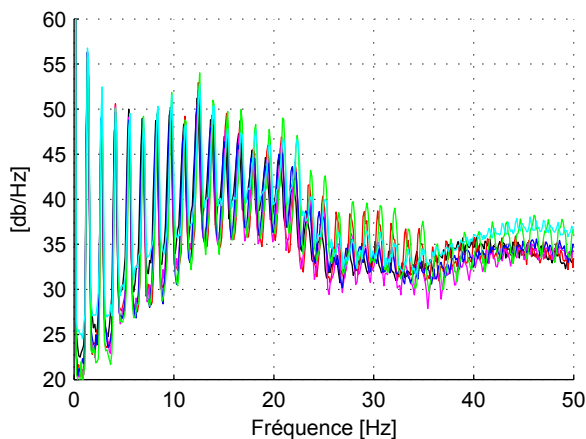


FIGURE 7 – Comparatif des spectres.

Jusqu'à 20 Hz, les spectres présentent peu de différences. Cependant, si l'on fait un agrandissement entre 30 Hz et 60 Hz, on voit nettement ressortir vers la fréquence de résonance à 45 Hz les pics verts (T2R) et bleus (T1R) correspondant au retour où le coureur est plus fatigué. Les pics bleus (T3R) et magenta (T3A) se distinguent des rouges et noirs plutôt vers 60 Hz.

Ainsi, dans notre cas, l'allure du spectre vers la fréquence de résonance est corrélée avec la fatigue du coureur. Cependant, il serait très risqué de généraliser ce résultat, puisque la modulation de fréquence rend très vite inexploitable le spectre et notamment aux fréquences où se trouvent les résonances (comme ce fut le cas dans l'article [1]). Nous avons ici la chance d'avoir

une foulée "régulière" et une fréquence de résonance assez basse.

Par contre, à 30 Hz, avant la résonance, le classement est totalement différent. Aussi, il semblerait que les informations sur la fatigue du coureur soient plutôt présentes en haute fréquence et de préférence vers les fréquences de résonance.

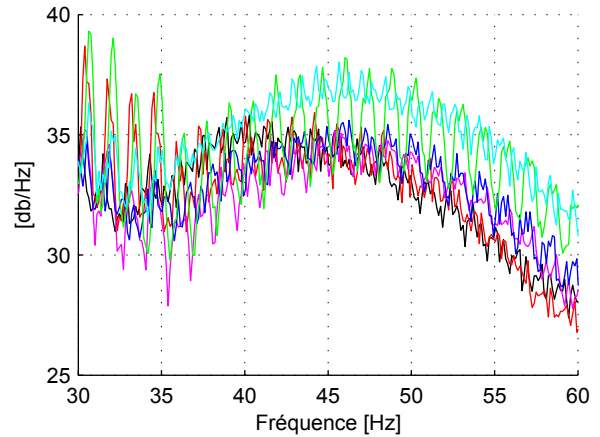


FIGURE 8 – Comparatif des spectres (Agrandissement).

3.4 Filtrage

Étant donné que la partie intéressante du signal se situe après 40 Hz, nous allons étudier le signal à la sortie d'un filtre passe-bas et d'un filtre passe-haut.

La figure 9 montre les signaux temporels après un filtrage passe-haut à 40 Hz. On voit nettement que la partie liée à la fatigue correspond en fait à la partie impulsive du signal lié au contact du talon avec le sol (pic passif). Une étude sur toute la longueur du signal montre que la valeur crête des impulsions est liée d'une part à la fatigue, mais également à une composante aléatoire.

La figure 10 montre les signaux temporels après un filtre passe-bas à 40 Hz. On retrouve sur le signal filtré une impulsion large bande associée au pic passif, ainsi qu'un motif périodique variant très peu d'un cycle à l'autre.

À partir de ces éléments, on peut conclure que le signal est composé d'une composante impulsionnelle large bande à amplitude aléatoire et d'une composante périodique (ou cyclostationnaire à l'ordre 1) qui ne contient pas d'information liée à la fatigue des coureurs. On se trouve alors dans le même cas de figure que pour les signaux de roulement où l'approche cyclostationnaire généralisant l'analyse d'enveloppe devient très fructueuse [4].

4 Analyse cyclostationnaire

4.1 Définitions

La cyclostationnarité a historiquement été utilisée au début dans les télécommunications [5] puis à été étendue à la mécanique [6]. Nous avons mis en évidence dans les sections précédentes la présence d'un motif cyclique. Si l'on considère plus généralement le coureur comme un processus générant des vibrations cycliques représentées

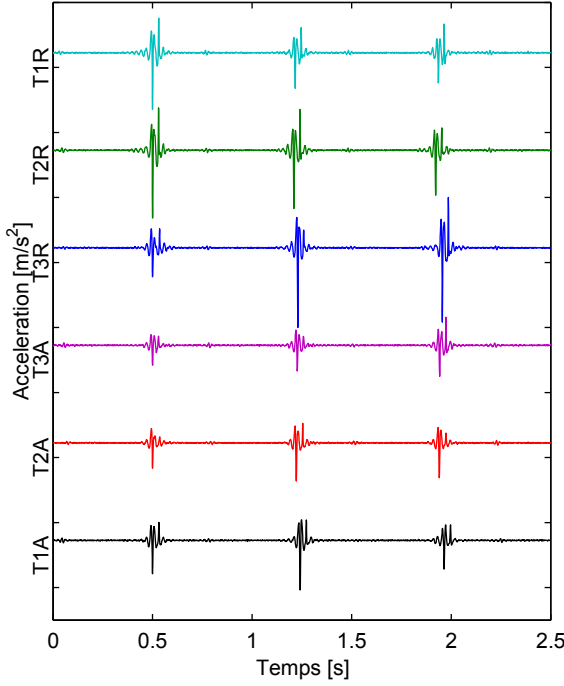


FIGURE 9 – Signal filtré passe-haut à 40 Hz.

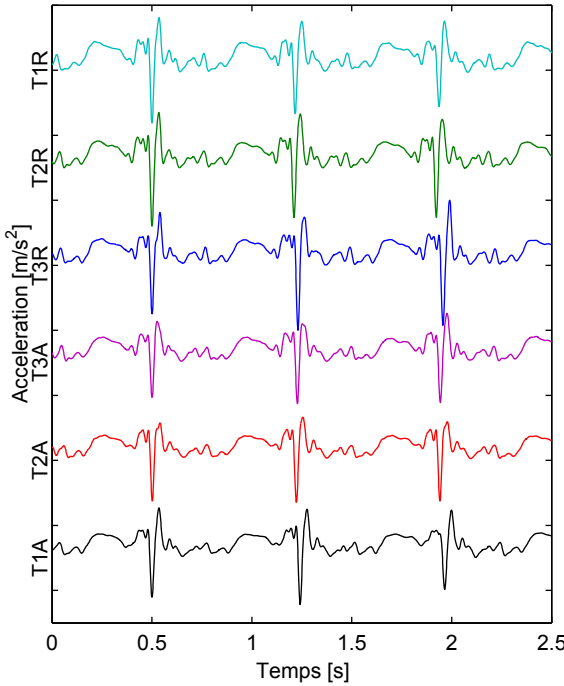


FIGURE 10 – Signal filtré passe-bas à 40 Hz.

pas les acquisitions que nous avons réalisées, nous dirons que le processus est cyclostationnaire.

Plus généralement, un processus est cyclostationnaire si ses propriétés statistiques (moyenne, variance, ...) sont périodiques.

4.2 Cyclostationnarité à l'ordre 1

Si la moyenne du processus existe et si elle est périodique avec la période T , on dira que le processus $x(t)$ est cyclostationnaire à l'ordre 1. La moyenne $m_x^T(t)$ (foulée moyenne) vérifiera :

$$m_x^T(t) = \mathbb{E}[x(t)] = m_x^T(t + T). \quad (1)$$

Pour des raisons de simplicité, nous considérerons que chaque période (foulée) correspond à une réalisation du processus. Il suffira donc, pour estimer la moyenne $\hat{m}_x^T(t)$ de moyenner les réalisations, c'est-à-dire les foulées (le signal n'étant pas stationnaire la moyenne ne se réduit pas à un nombre, mais à un signal représentant la "foulée moyenne"). On aura donc pour un signal $x(t)$ avec $N.T$ échantillons :

$$\hat{m}_x^T(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x(t + k.T). \quad (2)$$

4.3 Cyclostationnarité à l'ordre 2

Les signaux produits par le coureur peuvent également comporter des composantes non périodiques, mais dont l'énergie est périodique. Typiquement, il s'agit des phénomènes comme le contact talon sol (pic passif) dont la position ainsi que l'amplitude fluctuent légèrement.

Pour étudier ces phénomènes nous exploiterons la fonction autocorrélation $R_x^T(t)$ qui est définie dans le cas cyclostationnaire pour des signaux réels par :

$$R_x^T(t, \tau) = \mathbb{E}[x(t)x(t - \tau)] = R_x^T(t + T, \tau + T). \quad (3)$$

Pour $\tau = 0$, cette fonction correspondra à une mesure de l'énergie moyenne du signal, pour $\tau \neq 0$, cette fonction étudie le lien entre des versions décalées du signal.

4.4 De la corrélation à l'analyse d'enveloppe

La fonction d'autocorrélation étant périodique suivant le temps et le retard, il apparaît naturelle de faire des transformée de Fourier :

- suivant τ pour faire apparaître la fréquence f ,
- suivant t pour faire apparaître la fréquence cyclique α .

On peut notamment faire apparaître à l'aide de deux transformées de Fourier la corrélation spectrale :

$$S_x(f, \alpha) = \mathbb{E}\{X(f)X^*(f - \alpha)\}. \quad (4)$$

Cette dernière mesure le lien (ou la corrélation) entre le composante $X(f)$ et $X(f - \alpha)$. Si le signal est cyclostationnaire, ce lien n'existe (c'est à dire $S_x(f, \alpha) \neq 0$) que pour des valeurs de α multiples de $1/T$.

Dans notre application, nous ne nous intéressons pas nécessairement au détail du lien entre deux fréquences, mais plus simplement à l'existence de ce lien (présence d'un phénomène cyclique) et à la qualité de ce lien (puissance d'interaction).

Dans [4], il a été démontré que :

$$\int_{\mathbb{R}} S_x(f, \alpha) df = \lim_{W \rightarrow \infty} \int_{-W/2}^{W/2} \mathbb{E} [x(t)^2] e^{-j2\pi\alpha t} dt, \quad (5)$$

c'est-à-dire que la transformée de Fourier de l'enveloppe de signal correspondait à l'intégral de la fonction de corrélation spectrale suivant l'axe des fréquences. Il nous suffira donc d'élever le signal au carré et d'étudier son spectre pour pouvoir relever les fréquences cycliques présentes dans le signal et leur contribution.

4.5 Analyse

Nous avons mis en évidence que le signal est constitué :

- d'une partie cyclostationnaire à l'ordre 1, basse fréquence,
- d'une partie impulsionnelle liée à l'impact du pied au sol plutôt large bande et cyclostationnaire à l'ordre 2 à cause de légères fluctuations d'amplitude et d'instant d'impact.

Afin d'étudier la partie impulsionnelle indépendamment de la partie cyclostationnaire à l'ordre 1, le signal a préalablement été filtré passe haut (cf. figure 9). Le spectre du signal élevé au carré (enveloppe) a ensuite été calculé et présenté sur la figure 11.

Alors que sur le spectre, les pics avaient tendance à devenir larges et à disparaître après 40 Hz, le simple fait d'élever le signal au carré permet d'obtenir des pics bien définis en fréquence. Le spectre d'enveloppe est constitué d'une série de pics à environ 1,36 Hz correspondant à la fréquence des impacts. On note clairement que l'amplitude des pics augmente pour T2R et T3R révélant l'apparition de la fatigue du coureur. Par ailleurs, le nombre d'harmoniques augmente également avec la fatigue.

Cette étude menée à l'extérieur, confirme donc les résultats de l'étude qui avait été menée dans [1] en laboratoire.

5 Conclusion

Cet article a montré comment réaliser rapidement un équipement d'acquisition léger (et économique) pour étudier les signaux accélérométriques produits lors de la course à pied. Les signaux acquis peuvent se décomposer en une composante cyclostationnaire à l'ordre 1 basse fréquence, et, une composante cyclostationnaire à l'ordre 2 large bande (impacts du pied au sol). L'analyse cyclostationnaire à l'ordre 2 (analyse d'enveloppe) a permis de détecter la fatigue du coureur.

Ces signaux étant assez proches des signaux de roulement, il pourrait être intéressant d'essayer d'autres outils dédiés comme le kurtosis spectral. Par ailleurs, la chaîne d'acquisition pourra être perfectionnée pour mesurer d'autres types de signaux et notamment les ECG.

Références

- [1] Sabri K., El Badaoui M., Guillet F., Belli A., Millet G., Morin J.B., "Cyclostationary modeling

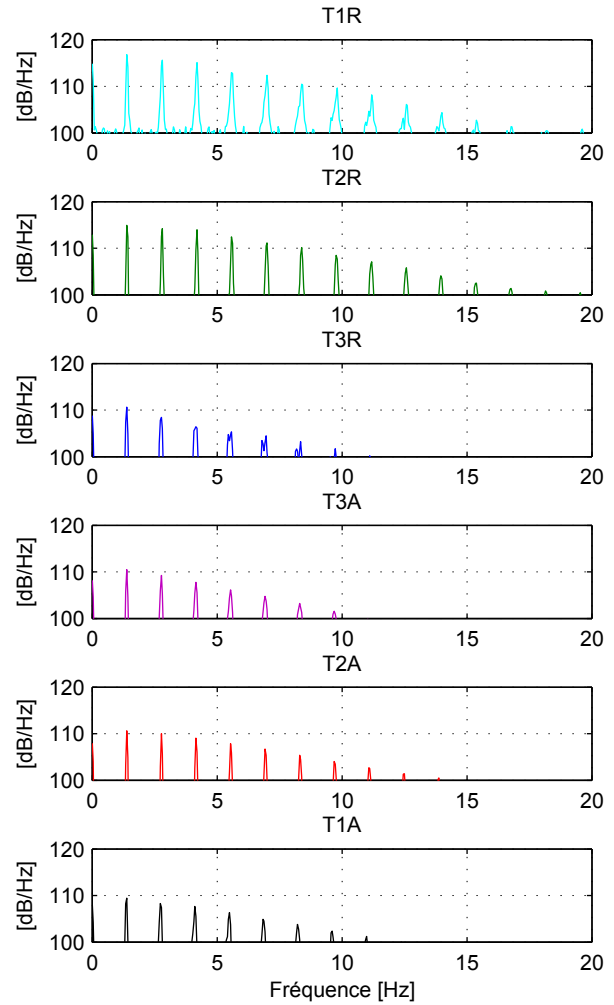


FIGURE 11 – Spectre de l'enveloppe.

of ground reaction force signals", *Signal Processing* 90 (4), 1146-1152 (2010).

- [2] Gottschall J.S., Kram R., "Ground reaction forces during downhill and uphill running", *Journal of Biomechanics* 38, 445-452 (2005).
- [3] Stergiou N., Giakas G., Byrne J. E., Pomeroy V., "Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females", *Clinical Biomechanics* 17, 615-617 (2002).
- [4] Randall R.B., Antoni J., Chobsaard S., "The relationship between spectral correlation and envelope analysis in the diagnosis of bearing faults and other cyclostationary machine signals", *Mechanical Systems and Signal Processing* 15(5), 945-962 (2001).
- [5] Gardner W.A., *Cyclostationarity in communications and signal processing*, *IEEE Press* (1993).
- [6] Antoni J., Bonnardot F., Raad A., El Badaoui M., "Cyclostationary Modelling of Rotating Machine Vibration Signals", *Mechanical Systems and Signal Processing* 18(6), 1285-1314 (2004).