



**HAL**  
open science

## Système de vision “ slow-motion ” à bas coût pour l’activité physique : tests préliminaires autour de l’analyse de la marche

Mayalis Poulet, Marie Chantrelle, Ouadi Beya, Jean-Baptiste Fasquel, Nicolas  
Peyrot, Sylvain Durand, Mickael Dinomais

### ► To cite this version:

Mayalis Poulet, Marie Chantrelle, Ouadi Beya, Jean-Baptiste Fasquel, Nicolas Peyrot, et al.. Système de vision “ slow-motion ” à bas coût pour l’activité physique : tests préliminaires autour de l’analyse de la marche. ORASIS 2021, Centre National de la Recherche Scientifique [CNRS], Sep 2021, Saint Ferréol, France. hal-03339668

**HAL Id: hal-03339668**

**<https://hal.science/hal-03339668>**

Submitted on 9 Sep 2021

**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.

# Système de vision « slow-motion » à bas coût pour l'activité physique : tests préliminaires autour de l'analyse de la marche

## Low-cost slow-motion vision system for physical activity: preliminary tests on gait analysis

Mayalis Poulet <sup>1 2</sup>  
Nicolas Peyrot <sup>4</sup>

Marie Chantrelle <sup>2 3</sup>  
Sylvain Durand <sup>4</sup>

Ouadi Beya <sup>2</sup>  
Mickaël Dinomais <sup>2 3</sup>

Jean-Baptiste Fasquel <sup>2</sup>

<sup>1</sup> Département Génie Mécanique, Institut National des Sciences Appliquées, Toulouse, France

<sup>2</sup> Univ Angers, [CHU Angers], LARIS, SFR MATHSTIC, F-49000 Angers, France

<sup>3</sup> Département de Médecine Physique et de Réadaptation, Les Capucins, Angers, France

<sup>4</sup> Le Mans Université, Mouvement-Interactions-Performance, MIP, EA 4334, F-72000, Le Mans, France

m\_poulet@etud.insa-toulouse.fr

### Résumé

*La marche est généralement évaluée par une observation simple, mais de plus en plus de bilans cliniques sont filmés pour ensuite être analysés. Grâce à l'utilisation de la caméra ultra-rapide Miro Phantom C110, nous avons étudié la marche dans le plan sagittal de 10 sujets sains. L'approche a consisté à détecter des marqueurs placés au niveau de repère anatomique précis sur le membre inférieur, d'en extraire les coordonnées en 2D pour calculer différents paramètres de la marche. Les objectifs de ce projet sont de vérifier l'utilisation d'une caméra ultra-rapide pour déterminer des paramètres cinétiques et cinématiques de la marche ainsi que d'analyser l'intérêt de la haute fréquence d'acquisition sur la détection d'évènement précis au cours du cycle de marche.*

### Mots Clef

Caméra ultra-rapide, slow-motion, analyse 2D de la marche.

### Abstract

*Gait is usually assessed by observation, but increasingly, clinical assessments are filmed to be analyzed. Using the Miro Phantom C110 high-speed camera, we studied the sagittal gait of 10 healthy subjects. The approach consisted of detecting markers placed at precise anatomical landmarks on the lower limb, extracting the 2D coordinates and*

*calculating different gait parameters. The objectives of this project are to verify the use of a high-speed camera to determine kinetic and kinematic parameters of walking and to analyze the interest of the high frequency for the detection of precise events during the gait.*

### Keywords

High-speed camera, slow motion, 2D gait analysis

### 1 Introduction

De nombreuses méthodes pour l'analyse de la marche et du mouvement ont été développées au cours du temps.

Tout d'abord sont apparues les analyses avec l'usage d'une unique caméra pour suivre les mouvements dans le plan sagittal ou frontal en 2 dimensions. Cependant, cette méthode omettait tous les mouvements de rotation des articulations, c'est ainsi que l'analyse tridimensionnelle s'est imposée comme l'une des meilleures solutions pour des diagnostics biomédicaux. Ces analyses 3D ont commencé par le suivi du mouvement en utilisant 2, 4, puis 6 caméras [1] pour actuellement se faire avec 18 caméras dans des laboratoires d'Analyse Quantifiée du Mouvement (AQM).

Cette méthode est actuellement considérée comme le « gold standard » pour l'analyse de la marche. Mais un tel dispositif présente quelques limites : les analyses ne sont possibles qu'en laboratoire ; la

présence d'un ingénieur biomédical expérimenté est nécessaire pour l'interprétation des résultats [2] ; les coûts du matériel, de son installation et de son entretien sont non négligeables [3]. Ces raisons ont restreint l'usage de cette méthode au domaine de la recherche [3].

Il existe aussi des logiciels utilisant l'intelligence artificielle pour détecter automatiquement certains repères anatomiques du corps humain. Ces méthodes d'analyse du mouvement par apprentissage profond (Deep Learning), sans marqueur sont notamment vérifiées pour des analyses 2D du mouvement [4].

Il existe aussi des outils d'analyse de la marche mêlant capture vidéo et analyse des pressions exercées par les pieds. Il s'agit de tapis de marche instrumentés tels que les plateformes GAITRite (Biométrie France, Gometz-Le-Chatel). Plusieurs études ont permis de valider cet outil en le comparant à des systèmes d'analyse 3D du mouvement [5] et ont démontré sa fiabilité en analyse de marche [6].

Nous testons dans ce projet une nouvelle méthode pour l'analyse du mouvement, plus précise qu'une simple analyse 2D (utilisant des caméras filmant à 60 images/seconde), mais moins coûteuse et limitante qu'une analyse 3D. L'inclusion des caméras ultra-rapides pour analyser des mouvements semble donc une piste intéressante à envisager. On peut retrouver son utilisation pour la mesure de paramètres cinétiques dans le domaine sportif [7]. Cependant, la littérature reste pauvre à ce sujet, et à notre connaissance, aucun article ne traite de l'intérêt de cet outil par rapport à une caméra standard pour la mesure de certains paramètres de marche. [8]

Nous réalisons ici une étude préliminaire dans le but de valider l'utilisation d'une caméra ultra-rapide pour déterminer des paramètres de marche mais aussi d'analyser l'intérêt que peut avoir l'acquisition à haute fréquence sur la détection d'évènement précis au cours du cycle de marche.

## 2 Matériels et Méthodes

### 2.1 Protocole expérimental d'acquisition

Nous avons étudié la marche 2D dans le plan sagittal de 10 sujets sains âgés de 20 à 33 ans. Pour participer à cette étude, aucune pathologie ne devait influencer sur le schéma de marche du sujet.

Chaque sujet a effectué, devant une caméra ultra-rapide, 10 passages dans différentes conditions de marche (avec et sans orthèse à deux vitesses de marche) (*figure 1*).



FIGURE 1 – Acquisition vidéo. Le sujet marche à allure confortable, sans orthèse et son bras droit est relevé pour éviter d'occulter les marqueurs de la hanche.

Lors de ces enregistrements, les sujets marchaient sur un tapis à capteurs de pression GAITRite. Les données extraites de celui-ci nous ont servi de référence pour vérifier les paramètres de marche obtenus en utilisant notre caméra.

Pour récupérer les coordonnées spatiales de certains points du membre inférieur, des marqueurs en relief ont été placés au niveau de repères osseux précis permettant ainsi une meilleure reproductibilité (*figure 2*). Le sujet était vêtu d'un collant noir, le plus proche possible du corps, et huit marqueurs en forme de demi-sphère blanche et de diamètre 3cm étaient positionnés sur son membre inférieur. Le sujet marchait une fois sur deux avec le bras droit relevé en écharpe pour éviter que le balancement du bras vienne masquer les marqueurs de la hanche.

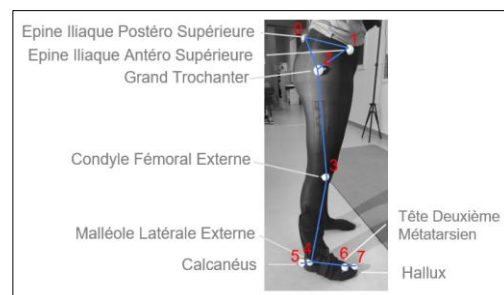


FIGURE 2 – Positionnement des marqueurs numérotés de 0 à 7 et placés au niveau de repères anatomiques précis.

### 2.2 Matériel vidéo

Pour réaliser nos vidéos slow-motion, nous avons utilisé la caméra Miro Phantom C110 (Vision Research Inc., Wayne, NJ, USA) (*figure 3*) avec son logiciel de fonctionnement et de traitement Phantom Camera Control (PCC 3.5).



FIGURE 3 – Caméra Miro Phantom C110 utilisée dans ce projet.

La caméra était placée à une distance de 450 cm du tapis où marchaient les sujets, avec un angle de 90° par rapport au milieu de celui-ci. Les réglages de la caméra étaient les suivants :

- Fréquence d'acquisition égale à 900 images/seconde
- Utilisation de l'objectif Computar : 4-8mm, f 1.4 Varifocal manuel, réglé à la distance focale maximum de 8 mm
- Résolution maximale de 1280 x 1024 pixels
- Temps d'exposition de 1100µs et index d'exposition de 3200

### 2.3 Récupération des coordonnées spatiales des marqueurs

Le logiciel de fonctionnement de la caméra, PCC 3.5, possède notamment une fonction clé en main de suivi de points. Il peut suivre, image par image, les coordonnées d'un pixel à condition que sa couleur se distingue de celle du fond.

Pour cette étude, un modèle mécanique simplifié du membre inférieur a été créé (figure 4). A chacun de nos huit marqueurs était associé un point dont la numérotation commence à 0.

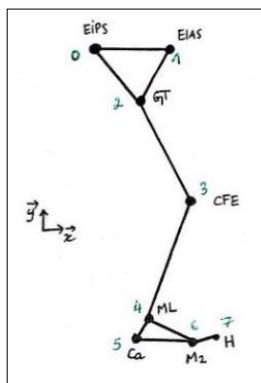


FIGURE 4 – Modèle biomécanique simplifié du membre inférieur.

Sur PCC, nous avons pointé manuellement les marqueurs dans l'ordre indiqué sur la figure 4 puis nous avons lancé la fonction d'autotracking.

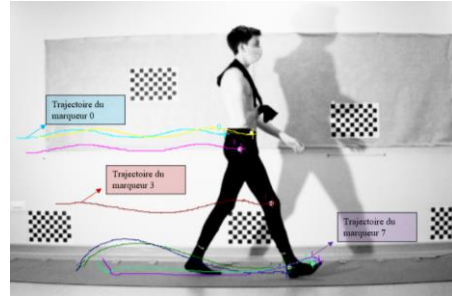


FIGURE 5 – Trajectoire de nos huit marqueurs à la fin de la phase d'autotracking.

Une fois cette étape terminée (figure 5), nous avons pu extraire un fichier Excel comprenant les coordonnées selon X et Y de nos huit points.

### 2.4 Calibration du système d'acquisition

- Echelle de conversion mm/pix

Il nous a fallu définir une échelle de conversion entre les pixels de l'image et les distances réelles. Cette prise d'échelle devait être réalisée dans le plan où marchaient les sujets. Elle était égale à 3.2mm/pix dans notre cas.

- Correction des distorsions d'image

Pour enregistrer nos vidéos, nous avons utilisé un objectif grand angle induisant des distorsions d'images. Pour les corriger, nous avons placé au centre de l'image, dans le plan du tapis de marche, un damier constitué de 10x7 carreaux de dimension unitaire de 4cm x 4cm. Nous avons pu déterminer des paramètres de correction en prenant neuf images de ce damier et en utilisant l'outil Camera Calibrator disponible sous MATLAB.

### 2.5 Calcul des paramètres de la marche

- la vitesse de marche

Pour estimer la vitesse de marche du sujet, suivant l'axe des X, nous avons utilisé la formule ci-après (équation 1)

$$V_x(i) = \frac{X(i+1) - X(i)}{T_e} \quad \text{[équation 1]}$$

Avec :

- ⇒  $V_x$  en m/s
- ⇒  $T_e$  : la période d'échantillonnage égale à 1.1ms
- ⇒  $X(i)$  en mètre : la coordonnée suivant l'axe des X à l'incrément  $i$
- ⇒  $X(i+1)$  en mètre : la coordonnée suivant l'axe des X à l'incrément  $(i+1)$  mesuré avec un écart temporel de 1.1ms par rapport à  $X(i)$

- la longueur d'enjambée

Celle-ci représente l'écart de distance entre le premier contact du talon droit au sol et le deuxième contact de ce même talon, correspondant à une période spatiale de la marche. Comme les vidéos avaient été préalablement recoupées et réduites à une enjambée, il nous a suffi de soustraire la coordonnée finale et initiale en X du point 5 au niveau du talon.

- les amplitudes articulaires

Nous allons chercher à déterminer l'amplitude articulaire de la hanche ( $\alpha$ ), celle du genou ( $\beta$ ) et celle de la cheville ( $\gamma$ ) (figure 2). L'analyse médicale de ces trois angles permet de comprendre la provenance des troubles de marche et de définir des objectifs de rééducation.

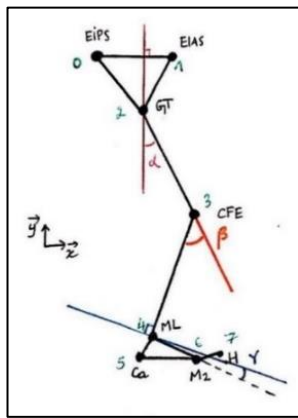


FIGURE 6 – Amplitudes articulaires de la hanche ( $\alpha$ ), du genou ( $\beta$ ) et de la cheville ( $\gamma$ ).

Pour réaliser ces calculs, nous avons utilisé la relation suivante (équation 2), pour obtenir des valeurs d'angle en degré :

$$\langle \vec{u}, \vec{v} \rangle = \cos^{-1} \left( \frac{\vec{u} \cdot \vec{v}}{\|\vec{u}\| \cdot \|\vec{v}\|} \right) \quad \text{[équation 2]}$$

Avec :

$\Rightarrow \vec{u}$  et  $\vec{v}$  sont des vecteurs directeurs passant par différents points du modèle

Nous avons codé tous les algorithmes de calcul de ces paramètres sous MATLAB R2019b. Afin de valider nos mesures nous les avons comparées avec les données extraites du GAITRite (vitesse et longueur d'enjambée) et aussi celles de l'AQM (amplitude articulaire).

## 2.6 Sous-échantillonnage

Le deuxième objectif de notre étude était de comparer l'évolution des amplitudes articulaires en fonction de la fréquence d'échantillonnage de nos données.

Nous avons codé un algorithme qui, à partir des coordonnées des points acquis à 900Hz, sous-échantillonne ces données à 129Hz, 60Hz et 30Hz.

Nous avons repéré un point précis au cours du cycle de marche (attaque du pas) et nous avons comparé les valeurs d'angle données pour les différentes fréquences d'échantillonnage.

## 3 Résultats

### 3.1 Validité de la caméra ultra-rapide

Concernant les vitesses, nous trouvons environ 4.5% d'erreur relative entre les mesures de la caméra et celles du GAITRite (tableau 1), et pour les longueurs d'enjambée 2.3% d'erreur relative (tableau 2).

	Vx_2	Vx_5	Vitesse GAITRite
Sujet 1	4.6	4.3	4.6
Sujet 2	4.4	4.3	4.5
Sujet 3	5.3	5.2	5.2
Sujet 4	4.7	4.7	4.8
Sujet 5	5.3	5	5.1
Sujet 6	4.3	4.2	4.2
Sujet 7	4.6	4.4	4.3
Sujet 8	5.2	5.1	4.8
Sujet 9	4.1	4	4.3
Sujet 10	5.8	5.4	5.4
Erreur relative	4.01%	3.13%	

TABLEAU 1 - Valeur des vitesses [km/h] pour le passage pied nu à vitesse normale

	Longueur d'enjambée (cm)	Longueur d'enjambée GAITRite (cm)
Sujet 1	123.8	129.6
Sujet 2	130.9	136.6
Sujet 3	154.6	154
Sujet 4	132.2	137.6
Sujet 5	134.4	139.1
Sujet 6	134.1	133.4
Sujet 7	147.2	144.4
Sujet 8	147.5	145.1
Sujet 9	125.1	127.8
Sujet 10	144.3	144.2
Erreur relative	2.26%	

TABLEAU 2 - Valeur de longueur d'enjambée [cm] pour le passage pied nu à vitesse normale

Les erreurs relatives étant faibles, on peut vérifier l'utilisation de notre caméra ultra-rapide pour le calcul de vitesse de marche et longueur d'enjambée.

Pour les amplitudes articulaires, nous trouvons des allures cohérentes en utilisant notre caméra ultra-rapide (figure 7). Nous obtenons cependant des

valeurs d'angle légèrement supérieures avec un facteur multiplicatif qui semble constant.

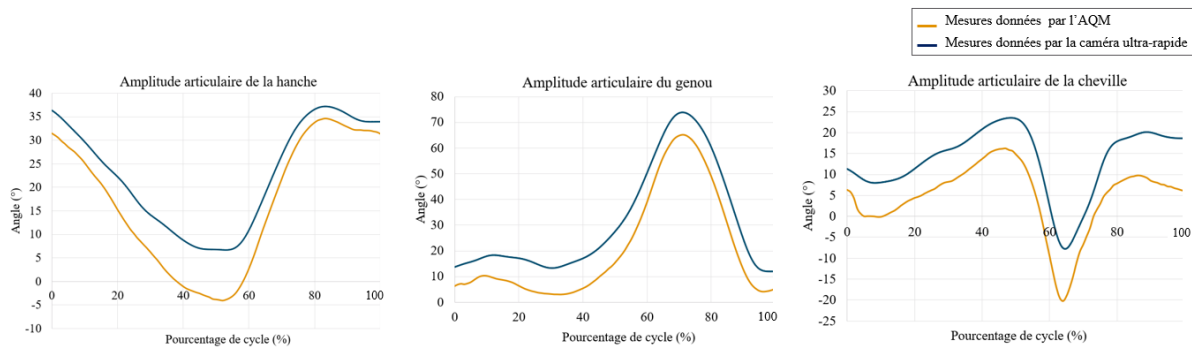


FIGURE 7 – Amplitudes articulaires de la hanche, du genou et de la cheville mesurées avec la méthode AQM (orange) ainsi qu’avec la caméra Miro Phantom C110 (bleu)

### 3.2 Intérêt de la haute fréquence d’acquisition dans la marche

La superposition des courbes d’amplitude articulaire du genou à différentes fréquences d’échantillonnage (figure 8) montre la faible influence de la haute fréquence sur l’allure de la courbe.

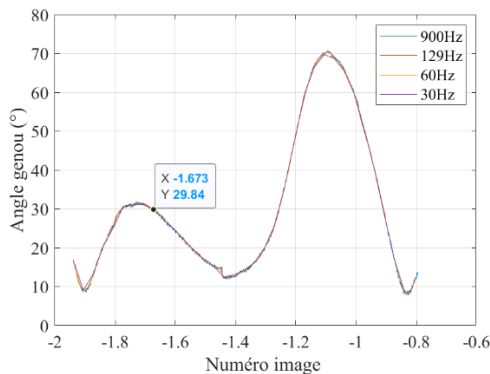


FIGURE 8 – Superposition de l’amplitude articulaire du genou à quatre fréquences d’échantillonnage

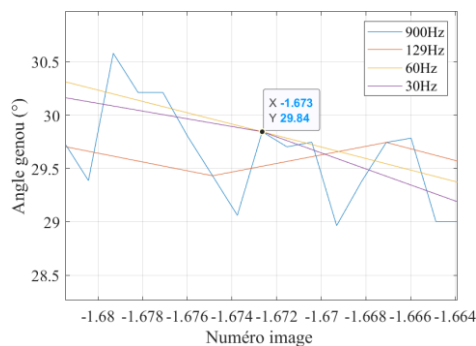


FIGURE 9 – Angle du genou au moment de l’attaque du pas (image -1673)

En analysant plus précisément l’angle du genou à l’attaque du pas (image numéro -1673), on constate

qu’aux quatre fréquences on retrouve un angle dont la valeur est très proche de 30° (figure 9).

La haute fréquence n’apporte donc aucune précision supplémentaire pour des analyses du mouvement du membre inférieur en 2D.

## 4 Discussion et conclusion

Cette étude permet de montrer que la caméra ultra-rapide Miro Phantom C110 permet de déterminer des paramètres cinétiques et cinématiques de la marche. Notre protocole répond aux demandes médicales, cependant, il faut certainement élargir l’étude à plus de sujets pour sa validation. De plus, nous avons émis l’hypothèse que la haute fréquence d’acquisition de notre caméra n’a pas un grand intérêt pour des analyses de mouvement du membre inférieur chez le sujet sain. Toutefois, il serait intéressant d’utiliser cette caméra pour analyser des mouvements plus fins tels que celui de la cheville et voir si des micromouvements sont perceptibles. On peut imaginer des analyses sur des sujets présentant une pathologie tels que des patients amputés en regard de leur emboiture.

Le placement des marqueurs sur les sujets reste un point limitant car il approxime la localisation réelle des articulations que l’on cherche à détecter. Cependant, l’utilisation de marqueurs dans des analyses 2D est fréquemment utilisé [9, 10]. Dans la continuité de ce projet, il serait intéressant de s’affranchir de ces marqueurs et de permettre la détection des articulations grâce à des algorithmes automatiques en s’appuyant sur de l’apprentissage profond [4].

On s’interroge aussi l’intérêt de la correction des distorsions présentes sur nos images. En effet, nous

nous sommes rendu compte qu'avec et sans correction des distorsions, les paramètres de marche trouvés sont sensiblement les mêmes. Une piste visant à utiliser un objectif non-déformant et à faire marcher les sujets sur un tapis roulant est envisagée.

Une des perspectives futures est d'évaluer l'apport de ce système sur des problématiques médicales pour, notamment, des applications en médecine physique et de réadaptation. Il s'agirait donc de créer une méthode d'analyse du mouvement à faible-coût et fiable pour une utilisation en routine clinique.

## Remerciements

Nous remercions les 10 sujets qui ont participé à cette étude et qui nous ont permis de réaliser ce travail de recherche.

Ces travaux ont été financés par le réseau SAM<sup>1</sup> (Santé, Activité physique, Métiers de l'Ingénierie et des Sciences humaines - Sarthe Anjou Mayenne)".

## Références

- [1] Herlant, M, E.M Laassel, P Voisin, et J.C Angue. « Analyse des variables de la marche », n° 1-2 (1991) : 3-14
- [2] Toro B, Nester CJ, Farren PC. The status of gait assessment among physiotherapists in the United Kingdom. Arch Phys Med Rehabil. 2003 ;84(12) :1878-84.
- [3] Simon SR. Quantification of human motion: gait analysis—benefits and limitations to its application to clinical problems. J Biomech. 2004 ;37(12) :1869-80.
- [4] Takeda, Iwori, Atsushi Yamada, et Hiroshi Onodera. « Artificial Intelligence-Assisted motion capture for medical applications: a comparative study between markerless and passive marker motion capture ». Computer Method in Biomechanics and Biomedical Engineering, 23 novembre 2020.
- [5] Webster K, Wittwer J, Feller J. Validity of the GAITRite® walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. Gait Posture. 2006; 22:317-21.
- [6] Batey P, Rome K, Finn P, Hanchard N. Assessing Reliability of Measurement of Gait Velocity. Physiotherapy. 2003;89(5):313-7.
- [7] Balsalobre-Fernández C, Tejero-González C, Campo-Vecino J, Bavaresco N. The Concurrent Validity and Reliability of a Low-Cost, High-Speed Camera-Based Method for Measuring the Flight Time of Vertical Jumps. J Strength Cond Res Natl Strength Cond Assoc. 2013 ;28(2) :528-33.
- [8] Wall James C, Crosbie Jack, Temporal Gait Analysis Using Slow Motion Video and a Personal Computer. Physiotherapy, March 1997, vol 83, no3.
- [9] Romkes J, Schweizer K. Immediate effects of unilateral restricted ankle motion on gait kinematics in healthy subjects. Gait Posture. 2015;41(3):835-40.
- [10] Kitaoka HB, Crevoisier XM, Harbst K, Hansen D, Kotajarvi B, Kaufman K. The effect of custom-made braces for the ankle and hindfoot on ankle and foot kinematics and ground reaction forces. Arch Phys Med Rehabil. 2006;87(1):130-5.

---

<sup>1</sup> [www.univ-lemans.fr/fr/innovation-partenariats/une-dynamique-territoriale/reseau-sam.html](http://www.univ-lemans.fr/fr/innovation-partenariats/une-dynamique-territoriale/reseau-sam.html)