

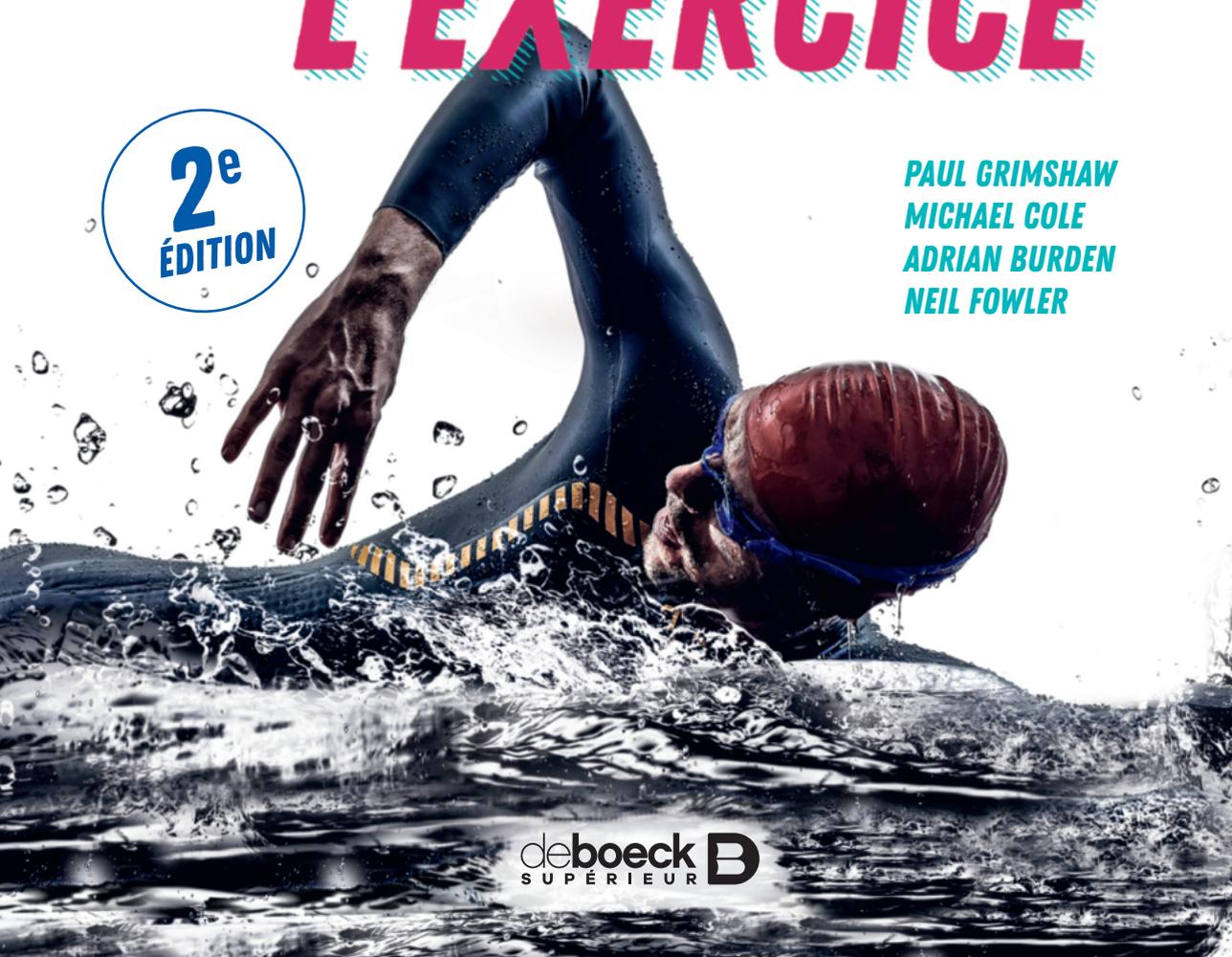
SCIENCES
ET PRATIQUES DU SPORT

BIOMÉCANIQUE DU SPORT ET DE L'EXERCICE

2^e
ÉDITION

PAUL GRIMSHAW
MICHAEL COLE
ADRIAN BURDEN
NEIL FOWLER

deboeck **B**
SUPÉRIEUR



Biomécanique du sport et de l'exercice

Seconde édition

SCIENCES ET PRATIQUES DU SPORT

Collection dirigée par le Pr Véronique Billat
et le Dr Jean-Pierre Koralsztein (Président du Billatraining)

La collection Sciences et pratiques du sport réunit essentiellement des ouvrages scientifiques et technologiques pour les premier et deuxième cycles universitaires en sciences et techniques des activités physiques et sportives (STAPS), sans omettre les professionnels du sport (médecins, entraîneurs, sportifs).

La collection a pour objectifs de :

- consolider un objet scientifique au champ des activités physiques et sportives ;
- conforter un champ nouveau de connaissances. Il s'agit d'explorer les activités physiques et sportives pour en faire un objet de recherche et de formation.

Cette collection comprend deux séries d'ouvrages, dans deux formats différents :

- une série SCIENCES DU SPORT composée d'ouvrages donnant les bases des sciences d'appui appliquées à la performance sportive ;
- une série SCIENCES PRATIQUES des activités physiques et sportives (APS) confrontant les savoir-faire aux méthodologies scientifiques cela pour une APS particulière.

SCIENCES DU SPORT

| | |
|---|--|
| V. BILLAT | <i>L'entraînement en pleine nature</i> |
| V. BILLAT | <i>Physiologie et méthodologie de l'entraînement. De la pratique à la théorie (4^e édition)</i> |
| N. BOISSEAU <i>et al.</i> | <i>La Femme sportive. Spécificités physiologiques et physiopathologiques</i> |
| F. CARRÉ | <i>Cardiologie du sport en pratique</i> |
| D.L. COSTILL, J.H. WILMORE, W.L. KENNEY | <i>Physiologie du sport et de l'exercice (6^e édition)</i> |
| R.H. COX | <i>Physiologie du sport (3^e édition)</i> |
| A. DELLAL | <i>De l'entraînement à la performance en football</i> |
| F. DURAND | <i>Physiologie des sports d'endurance en montagne</i> |
| F. GRAPPE | <i>Cyclisme et optimisation de la performance. Science et méthodologie de l'entraînement (3^e édition)</i> |
| F. GRAPPE | <i>Puissance et performance en cyclisme. S'entraîner avec des capteurs de puissance</i> |
| S. JOWETT, D. LAVALLÉE | <i>Psychologie sociale du sport</i> |
| C. MARTIN | <i>Tennis. Optimisation de la performance</i> |
| T. PAILLARD | <i>Optimisation de la performance sportive en judo</i> |
| R. PAOLETTI | <i>Éducation et motricité. L'Enfant de deux à huit ans</i> |
| J.R. POORTMANS, N. BOISSEAU | <i>Biochimie des activités physiques et sportives (3^e édition)</i> |
| D. REY ET AL. | <i>Le football dans tous ses états</i> |
| D. RICHE | <i>Micronutrition, santé et performance</i> |
| P. ROBINSON | <i>Le coach sportif</i> |
| T.W. ROWLAND | <i>Physiologie de l'exercice chez l'enfant</i> |
| C.M. THIÉBAULD, P. SPRUMONT | <i>L'Enfant et le sport. Introduction à un traité de médecine du sport chez l'enfant</i> |
| C.M. THIÉBAULD, P. SPRUMONT | <i>Le Sport après 50 ans</i> |
| E. VAN PRAAGH | <i>Physiologie du sport : enfant et adolescent</i> |

PRATIQUES DU SPORT

| | |
|--|--|
| V. BILLAT | <i>Entraînement pratique et scientifique à la course à pied</i> |
| V. BILLAT | <i>VO_{2max} à l'épreuve du temps</i> |
| V. BILLAT | <i>Révolution Marathon</i> |
| V. BILLAT, S. BAZIN | <i>Révolution Trail. La performance en toute liberté</i> |
| V. BILLAT, C. COLLIOT | <i>Régal et performance pour tous</i> |
| K. JORNET, BURGADA, F. DURAND | <i>Physiologie des sports d'endurance en montagne</i> |
| G. MILLET, F. BROCHERIE, R. FAISS, O. GIRARD | <i>Entraînement en altitude dans les sports collectifs</i> |
| G. MILLET, L. SCHMITT | <i>S'entraîner en altitude. Mécanismes, méthodes, exemples, conseils pratiques</i> |
| O. PAULY | <i>Posture et Gainage. Santé et performance</i> |
| O. PAULY | <i>Posture et Musculation. Initiation, rééducation, prévention, performance</i> |
| O. PAULY | <i>Posture et Coordination</i> |
| M. RYAN | <i>Nourrir l'endurance</i> |

Paul **Grimshaw**, Michael **Cole**,
Adrian **Burden** et Neil **Fowler**

Biomécanique **du sport et** **de l'exercice**

De la connaissance à l'argumentation

Seconde édition

Traduit par Clara Herer

Ouvrage original:

Instant notes in sport and exercise biomechanics, second edition, P. Grimshaw, M. Cole, A. Burden and N. Fowler

© 2019 by Routledge, all rights reserved

Original english language edition published by

Routledge

2 Park Square, Milton Park, Abingdon, Oxon, OX14 4RN

Routledge

52 Vanderbilt Avenue, New York, NY 10017

Pour toute information sur notre fonds et nos nouveautés,
consultez notre site web :

www.deboecksuperieur.com

© De Boeck Supérieur s.a., 2021
Rue du Bosquet, 7 – 1348 Louvain-la-Neuve

Mise en page : CW Design
Traduction : Clara Herer

Tous droits réservés pour tous pays.

Il est interdit, sauf accord préalable et écrit de l'éditeur, de reproduire (notamment par photocopie) partiellement ou totalement le présent ouvrage, de le stocker dans une banque de données ou de le communiquer au public, sous quelque forme et de quelque manière que ce soit.

Dépôt légal :
Bibliothèque nationale, Paris : mai 2021
Bibliothèque royale de Belgique, Bruxelles : 2021/13647/060

ISBN 978-2-8073-3117-4

Biomécanique du sport et de l'exercice

Cet ouvrage est le manuel le plus clair et le plus compréhensible actuellement disponible. En divisant l'imposant sujet de la biomécanique du sport et de l'exercice en courtes sections thématiques, il permet aux étudiants de comprendre rapidement et facilement chaque thème, et fournit aux enseignants une ressource pratique qu'ils peuvent utiliser en support de n'importe quel cours d'introduction à la biomécanique.

Ce livre contient une multitude d'éléments utiles à l'enseignement et à l'apprentissage, avec des définitions claires des points clés, de nombreux exemples appliqués, des recommandations de lectures d'approfondissement, ainsi que des questions de révision accompagnées de leurs solutions détaillées. L'ouvrage a été largement complété pour prendre en compte les évolutions rapides de certains domaines, comme la conception des équipements sportifs ou les systèmes modernes d'analyse optoélectronique du mouvement, et il inclut de nouvelles sections qui développent de façon plus approfondie l'application de la biomécanique à la performance sportive et à la prévention des blessures. Un site Internet l'accompagne avec un recueil de tests, des illustrations téléchargeables et, le cas échéant, des suggestions de contrôle des connaissances ou de travaux pratiques pour les enseignants.

Biomécanique du sport et de l'exercice a été un précieux compagnon d'apprentissage pour des milliers d'étudiants et d'enseignants ces dix dernières années. Avenant, clair, et maintenant totalement mis à jour, vous n'aurez besoin d'aucun autre ouvrage de biomécanique.

Paul Grimshaw est professeur agrégé d'Ingénierie du Sport à l'École de Génie Mécanique de l'Université d'Adélaïde en Australie, où il est aussi Directeur de l'Engagement et Coordonnateur du Programme de Licence des Sciences de l'Ingénieur (en Mécanique et en Sports). Ses principaux sujets de recherche portent sur la prévention des blessures du genou et du bas du dos, notamment au golf.

Michael Cole est maître de conférences en Neurosciences et Contrôle Moteur au sein de l'École des Sciences de l'Exercice de l'Université Catholique d'Australie. Il s'est impliqué dans de nombreux projets de recherche pluridisciplinaires sur la prévention des blessures dans les domaines de la biomécanique du sport, de la biomécanique clinique et des neurosciences. Son champ d'expertise couvre le diagnostic des instabilités posturales, dysfonctionnements de la marche et chutes des personnes atteintes de la maladie de Parkinson, ainsi que l'évaluation des traitements invasifs et non invasifs des troubles moteurs.

Adrian Burden est conférencier en Biomécanique du Sport et de l'Exercice du Département du Sport et de l'Exercice de l'Université Manchester Metropolitan au Royaume-Uni, et il est aussi membre honoraire de la Higher Education Academy. Il a organisé des ateliers sur l'électromyographie de surface pour le compte de l'Association Britannique des Sciences du Sport et de l'Exercice, et ses recherches portent principalement sur l'application de l'électromyographie dans des contextes cliniques du sport et de l'exercice.

Neil Fowler est directeur des Études de l'Université de Salford au Royaume-Uni. Avant de rejoindre l'Université de Salford, Neil était Directeur du Département des Sciences du Sport et de l'Exercice et Doyen Associé en charge de la Pédagogie et de l'Amélioration de la Qualité à l'Université de Manchester Metropolitan (Royaume-Uni). Ses centres d'intérêts regroupent la mécanique de la colonne vertébrale et la gestion de la douleur, l'énergétique de la propulsion des fauteuils roulants en sport paralympique et la biomécanique du saut.

Remerciements

En tant qu'auteur principal de ce livre, je souhaiterais profiter de cette opportunité pour remercier Michael Cole d'avoir accepté de rejoindre ce projet en remplacement d'Adrian Lees, devenu entre-temps retraité de la biomécanique du sport. La détermination de Michael à la rédaction de cette seconde édition fut une source de motivation intarissable dont nous avons tous besoin. Enfin, au nom des auteurs, je remercie l'accompagnement de nos familles et amis respectifs. Pour conclure, je veux remercier ma femme, Marilyn Lock, dont les encouragements tout au long de l'organisation de cette seconde édition et l'aide initiale dans mes parties ont pu, tout simplement, permettre à cette révision de voir le jour.

Paul GRIMSHAW

Les auteurs souhaitent dédier cet ouvrage au Professeur James G. Hay (1936-2002) dont le livre *The Biomechanics of Sports Techniques*, publié pour la première fois en 1973, nous a tous inspiré pour entreprendre des carrières dans le domaine de la biomécanique du sport et de l'exercice.

Table des matières

| | |
|--|---|
| Biomécanique du sport et de l'exercice | V |
| Préface | X |

PARTIE A

Cinématique du mouvement linéaire

| | |
|---|----|
| Chapitre 1. Cinématique du mouvement linéaire | 2 |
| Chapitre 2. Centre de gravité et centre de masse | 15 |
| Chapitre 3. Équilibre | 25 |
| Chapitre 4. Données cinématiques: dérivation | 34 |
| Chapitre 5. Données cinématiques: intégration | 43 |
| Chapitre 6. Accélération uniforme d'un projectile | 49 |

PARTIE B

Cinétique du mouvement linéaire

| | |
|---|-----|
| Chapitre 1. Forces | 62 |
| Chapitre 2. Gravité, poids et projection verticale | 74 |
| Chapitre 3. Frottements | 88 |
| Chapitre 4. Impulsion et quantité de mouvement | 98 |
| Chapitre 5. Conservation de la quantité de mouvement | 109 |
| Chapitre 6. Lois de Newton du mouvement: mouvement linéaire | 117 |

PARTIE C

Cinématique et cinétique du mouvement angulaire

| | |
|---|-----|
| Chapitre 1. Mouvement angulaire | 130 |
| Chapitre 2. Relation entre mouvements linéaire et angulaire | 135 |
| Chapitre 3. Couples et moments | 147 |
| Chapitre 4. Leviers | 157 |

| | |
|--|-----|
| Chapitre 5. Force et accélération centripètes | 166 |
| Chapitre 6. Moment d'inertie et moment cinétique | 177 |
| Chapitre 7. Lois de Newton sur le mouvement: mouvement angulaire | 188 |

PARTIE D

Cinématique et cinétique musculaires et articulaires

| | |
|--|-----|
| Chapitre 1. Forces musculaires et articulaires en conditions statiques et dynamiques | 203 |
|--|-----|

PARTIE E

Notions spécifiques

| | |
|---|-----|
| Chapitre 1. Travail, puissance et énergie | 228 |
| Chapitre 2. Conservation de l'énergie | 240 |
| Chapitre 3. Mécanique des matériaux | 246 |
| Chapitre 4. Impacts | 254 |
| Chapitre 5. Centre de percussion | 267 |

PARTIE F

Applications aux mouvements humains

| | |
|--------------------------------------|-----|
| Chapitre 1. Marche | 279 |
| Chapitre 2. Course à pied | 289 |
| Chapitre 3. Saut | 304 |
| Chapitre 4. Lancer | 313 |
| Chapitre 5. Frappe d'un ballon | 320 |
| Chapitre 6. Nage | 328 |
| Chapitre 7. Golf | 344 |

PARTIE G

Méthodes de mesure et d'analyse

| | |
|--|-----|
| Chapitre 1. Analyse optoélectronique | 352 |
| Chapitre 2. Capteurs portables | 358 |
| Chapitre 3. Plaque de force | 370 |

| | |
|--|-----|
| Chapitre 4. Mesure de pression | 381 |
| Chapitre 5. Électromyographie | 387 |
| Chapitre 6. Dynamométrie isocinétique | 400 |
| Chapitre 7. Équipements sportifs | 408 |
| Chapitre 8. Lissage, filtrage et analyse des données | 422 |

PARTIE H

Annexes

| | |
|---|-----|
| Chapitre 1. Plans et axes de mouvement | 432 |
| Chapitre 2. Diagrammes de force | 435 |
| Chapitre 3. Théorème d'échantillonnage | 437 |
| Chapitre 4. Applications de biomécanique pour smartphones | 441 |
| Chapitre 5. Fondamentaux de l'analyse du mouvement | 448 |
| Chapitre 6. Mathématiques : algèbre et trigonométrie | 460 |

Préface

Cette seconde édition de *Biomécanique du sport et de l'exercice* suit la même structure efficace que celle de la première édition en présentant une série de « notes de cours » ou encore « cours thématiques » qui couvrent les principes fondamentaux de la biomécanique de façon détaillée et succincte. Cette version révisée et mise à jour du texte contient de nombreux éléments pour l'enseignement et l'apprentissage, dont i) des exemples appliqués plus nombreux, ii) des définitions des points clés plus claires, iii) des problèmes et solutions plus nombreux iv) des questions de révision avec solutions détaillées, ainsi que v) des recommandations de lecture pour approfondir l'apprentissage. De plus, ce livre a été augmenté de façon significative pour prendre en compte les développements rapides de certains domaines comme la conception des équipements sportifs et les systèmes d'analyse modernes tels que l'optoélectronique du mouvement, et il inclut un certain nombre de nouvelles parties détaillant l'application de la biomécanique à la performance sportive et à la prévention des blessures. Pour la plupart, les changements effectués dans cette seconde édition du texte se sont concentrés sur la contemporanéité, en introduisant et discutant des concepts, technologies et applications pertinentes pour les étudiants actuels et futurs en biomécanique. Afin d'améliorer la continuité au fil des différentes parties de cette révision, les auteurs ont utilisé la terminologie du *Système International* (unités SI) qui sont par ailleurs communément utilisées dans le domaine de la biomécanique.

Note de la traductrice

Tout au long de cet ouvrage, pour respecter le choix des auteurs d'utiliser la terminologie du système international, les exemples initialement donnés en unités du système impérial ont toutes été converties en unités SI. Choix a été aussi fait d'utiliser le terme de « moment cinétique » (*angular momentum* en anglais), et d'utiliser aussi bien « couple » que « moment de force ». La notion de *velocity* a été le plus souvent traduite par « vitesse ».

PARTIE A

*Cinématique
du mouvement linéaire*

Chapitre 1

Cinématique du mouvement linéaire

Paul Grimshaw

La **biomécanique** peut être définie comme l'étude des forces et des effets de ces forces sur les êtres humains. La mécanique inclut les champs de la **cinématique** et de la **cinétique**. La **cinématique** est l'étude des déplacements, de la vitesse et de l'accélération (spatiales et temporelles), tandis que la **cinétique** étudie les forces, moments et couples. La biomécanique et la mécanique sont largement utilisées pour étudier le mouvement humain. La *Figure A1.1* définit de façon plus détaillée la biomécanique et la cinématique.

Le mouvement humain peut être composé de **mouvements linéaires ou angulaires**. On appelle cette combinaison de mouvements le « mouvement général ». Le **mouvement linéaire** (ou translation) est un mouvement le long d'une ligne qui peut être soit droite soit courbe, et au cours duquel toutes les parties du corps bougent dans la même direction et à la même vitesse. On peut ainsi définir le mouvement rectiligne (mouvement le long d'une ligne droite) et le mouvement curviligne (mouvement le long d'une ligne courbe). Le mouvement angulaire (détaillé plus loin dans cet ouvrage) implique un mouvement autour d'un axe (réel ou imaginaire), où les différentes parties de l'objet (ou du corps humain) sont en rotation avec des angles (identiques ou différents) pendant une durée définie (*Figure A1.2*).

La **cinématique du mouvement linéaire** traite des quantités qui décrivent les mouvements des corps telles que la **distance**, le **déplacement**, la **vitesse**, la **vélocité** et l'**accélération**. Elles peuvent être qualifiées de « quantités scalaires » ou « vectorielles ». Les **quantités scalaires** sont représentées uniquement par leur valeur (ou taille), tandis que les **quantités vectorielles** possèdent une valeur ainsi qu'un sens et une direction. Les quantités vectorielles sont représentées mathématiquement par un symbole avec une flèche ou graphiquement par des lignes droites à l'échelle ou des flèches. Par exemple, la **vitesse** est définie comme la **distance parcourue** par unité

de **temps** (par exemple **12 m/s (mètres par seconde)** ou **43,2 km/h (kilomètres par heure)**) et est une quantité scalaire (qui a une valeur, mais pas de direction).

$$vitesse = \frac{\text{distance parcourue (km)}}{\text{temps (heure)}}$$

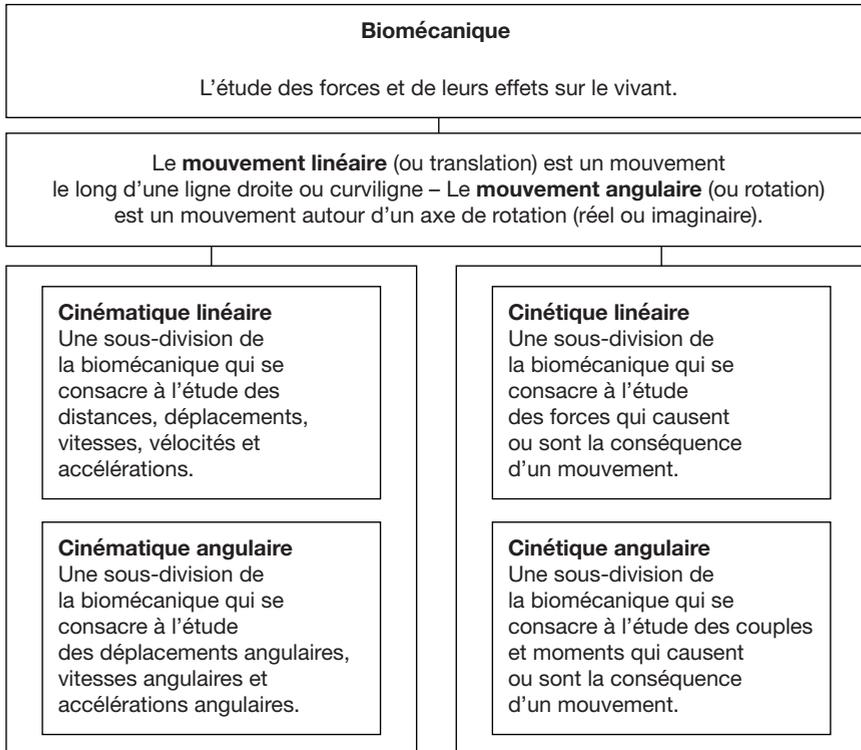


Figure A.1.1 : Biomécanique, cinématique et cinétique.

Exemple

Si un athlète court un marathon de 42 kilomètres (km) en 2 h 28, quelle était sa vitesse moyenne en kilomètre par heure (km/h) ?

$$vitesse = \frac{\text{distance}}{\text{temps}}$$

$$\text{distance} = 42 \text{ km}$$

$$\text{temps} = 2 \text{ heures } 28 \text{ minutes ou } 2,47 \text{ heures}$$

$$vitesse = \frac{42}{2,47} = 17,00 \text{ km/h}$$

Note : cette valeur est la vitesse moyenne en km/h sur la totalité du parcours.

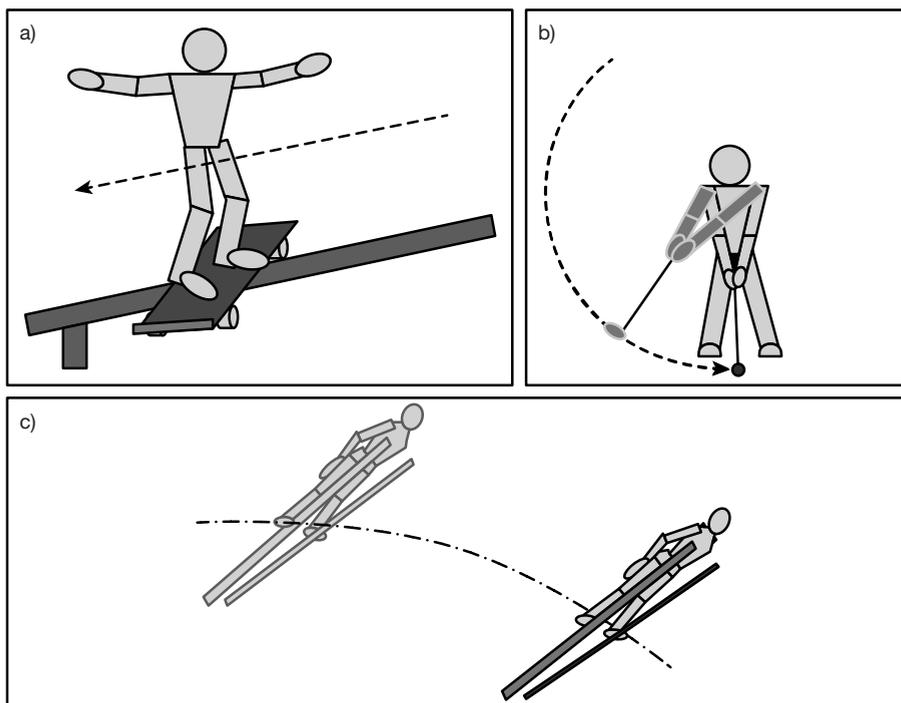


Figure A1.2: Différents types de mouvement ; a) linéaire (translation), b) angulaire et c) curviligne.

Cette vitesse représente la **vitesse moyenne** pour cet athlète sur la totalité des 42 km du marathon. Dans ce cas, la vitesse est une quantité scalaire exprimée uniquement en termes de valeur (soit 17 km/h). Dans cet exemple, alors que la vitesse est présentée en km/h, nous aurions pu l'exprimer dans bien d'autres unités différentes, par exemple en **mètre/seconde (m/s)**, qui est l'unité standard SI (Système international) pour la vitesse ou la vélocité. L'athlète a parcouru la distance de 42 km, mais nous ne savons pas s'il s'agissait d'une ligne droite, d'une série de courbes, ou encore d'une boucle commençant et terminant au même point. Dans cet exemple, le terme de vitesse est utilisé parce qu'il n'y a pas de composante directionnelle spécifiée. Par ailleurs, dans cet exemple, la notion de **distance** a été utilisée parce qu'il n'y avait pas de composante directionnelle pour la course (ou, à tout le moins, nous ne la connaissions pas). Si une direction pour la course avait été connue (nord-est ou bien en ligne droite entre deux points A et B), le terme de **déplacement** aurait pu être utilisé. Le résultat aurait été le même (parce que l'athlète a couvert la même distance/le même déplacement pendant la même durée), mais la quantité aurait été une quantité vectorielle puisqu'il y aurait alors une composante directionnelle à la solution. Cette quantité vectorielle peut s'exprimer mathématiquement ou graphiquement à l'échelle par une flèche (Figure A1.3).

Souvent, en biomécanique, il est utile d'exprimer les deux composantes qui sont la **vitesse** et la **vélocité**. La vitesse est une quantité scalaire et la vélocité est une quantité vectorielle, mais les unités pour chacune des valeurs sont les mêmes.

$$vitesse = \frac{distance}{temps} \text{ (m/s, km/h)}$$

$$vélocité = \frac{déplacement}{temps} \text{ (m/s, km/h)}$$

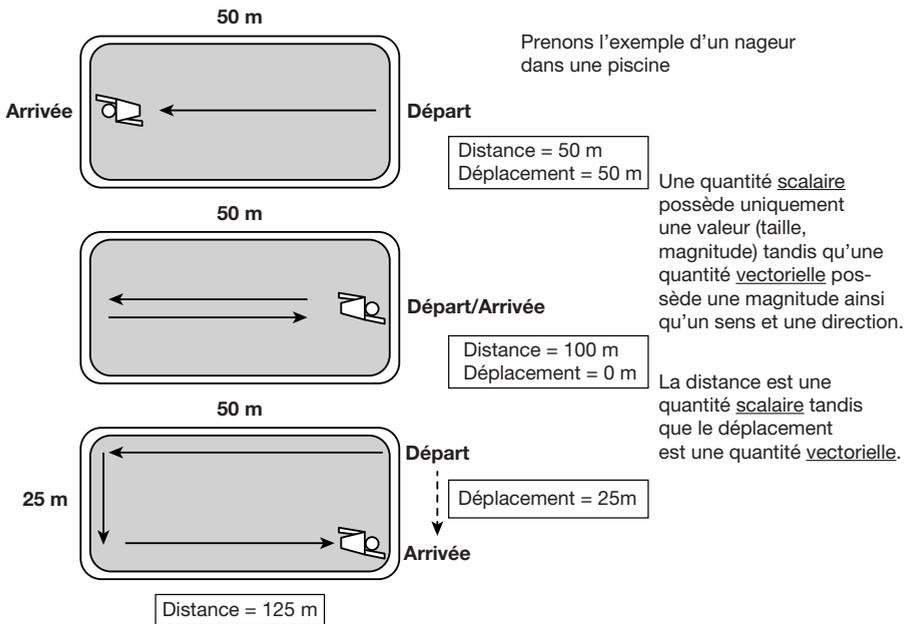


Figure A1.3: Définitions des termes distance, déplacement, scalaire et vectoriel.

Parfois, seule la vitesse moyenne est intéressante (comme lorsqu'un athlète court un marathon et que son coach cherche à avoir une quantification rapide et simple de la façon dont la course s'est globalement déroulée). Comme cette **vitesse moyenne** représente la totalité des 42 km de la distance parcourue, elle ne décrit pas vraiment les détails spécifiques et importants de la course, mais elle peut être une mesure basique utile pour l'entraînement.

Les deux quantités de **vitesse** et **vélocité** peuvent être des variables uniformes ou non uniformes. Un mouvement **uniforme** est constant pendant une certaine durée (par exemple une vélocité ou une vitesse constante (sans accélération ou décélération)) et un mouvement **non uniforme** a une vitesse ou une vélocité variant ou changeant au cours du temps (c'est-à-dire avec accélération ou décélération). Dans le mouvement

humain, c'est souvent la connaissance de mouvements non uniformes qui est la plus bénéfique à l'athlète, au coach, au scientifique ou à l'étudiant en biomécanique. Par exemple, dans le cas de notre marathonien, il serait plus utile de savoir quels furent les changements dans la vitesse ou la vélocité du coureur au cours de l'activité. De telles informations peuvent avoir des implications importantes sur l'entraînement et la performance et seraient aussi précieuses pour un sprint durant moins de 10 secondes (comme un 100 m) que pour un marathon durant plusieurs heures.

La **vélocité linéaire** (un vecteur) et l'**accélération linéaire** (qui est aussi un vecteur) sont des mesures importantes en biomécanique, qui sont utilisées pour décrire et analyser le mouvement des corps humains. Le *tableau A1.1* présente les données recueillies au cours d'une tentative de record du monde de sprint (9,69 secondes) par Usain Bolt (Jamaïque) en 2008. Note : ce n'est pas le record du monde actuel (qui au moment de la publication de ce livre est de 9,58 secondes, atteint par Bolt à Berlin en Allemagne en 2009).

Ces données présentent aussi le temps de réaction (TR) qu'a pris Usain Bolt pour sortir des *starting blocks*. Ce temps est inclus dans la 1,85 seconde des premiers 10 mètres parcourus.

| <i>Déplacement (m)</i> | <i>Temps (s) sur intervalles de 10 m</i> | <i>Temps cumulé (s)</i> |
|------------------------|--|-------------------------|
| TR | 0,165 | |
| 10 | 1,85 | 1,85 |
| 20 | 1,02 | 2,87 |
| 30 | 0,91 | 3,78 |
| 40 | 0,87 | 4,65 |
| 50 | 0,85 | 5,50 |
| 60 | 0,82 | 6,32 |
| 70 | 0,82 | 7,14 |
| 80 | 0,82 | 7,96 |
| 90 | 0,83 | 8,79 |
| 100 | 0,90 | 9,69 |

Tableau A1.1: Données d'un record du monde de sprint de 100 m (TR = temps de réaction).

Dans le *Tableau A1.1*, on observe que l'athlète a parcouru 100 m de déplacement (déplacement horizontal selon une ligne droite), qui ont été divisés en sections ou intervalles de 10 m. Par exemple, les premiers 10 m ont été parcourus en 1,85 seconde et les seconds 10 m en 1,02 seconde (ou encore 20 m parcourus en 2,87 secondes (temps cumulé)). Il est possible de voir dans ces données que l'athlète a parcouru l'ensemble du déplacement de 100 m en 9,69 secondes. Nous pouvons maintenant utiliser ces données pour déterminer la **vélocité moyenne** sur des inter-

valles plus courts (de 10 m), ce qui nous procurera une description biomécanique de l'ensemble du sprint de 100 m par incréments de 10 m.

Problème

Copiez les données fournies (*Tableau A1.1*) dans Microsoft Excel pour déterminer la vitesse moyenne sur chaque intervalle de 10 m et représentez ensuite graphiquement la vitesse (m/s) en fonction du temps (s).

Pour chaque intervalle de 10 m, utilisez la formule :

$$v\acute{e}l\acute{o}c\acute{i}t\acute{e} = \frac{d\acute{e}p\acute{l}a\acute{c}e\acute{m}e\acute{n}t}{t\acute{e}m\acute{p}s}$$

Pour les premiers 10 m, cela donnerait :

$$v\acute{e}l\acute{o}c\acute{i}t\acute{e} = \frac{10}{1,85} = 5,41\text{ m/s}$$

La pr\^esentation et l'analyse de cette vitesse peuvent \^etre faites \^a partir des donn\^ees du *Tableau A1.2* (qui a \^ete obtenu gr\^ace \^a une feuille de calcul Excel). Notez que l'\^etude de la vitesse (quantit\^e vectorielle) est rendue n\^ecessaire par la pr\^esence d'une composante directionnelle (d\^eplacement horizontal en ligne droite sur une piste de 100 m) et que les vitesses calcul\^ees sont toujours des moyennes, m\^eme si elles sont calcul\^ees sur des intervalles relativement courts (10 m). Le calcul sur des intervalles encore plus courts nous permettrait d'approcher des valeurs « **instantan\^ees** » de la vitesse ou de la vitesse, ce qui nous procurerait une description biom\^ecanique plus pr\^ecise de ce sprint de 100 m.

Les donn\^ees pr\^esent\^ees dans le *Tableau A1.2*, comme la vitesse moyenne sur la totalit\^e du sprint (10,92 m/s), les vitesses sp\^ecifiques sur chaque intervalle de 10 m (que nous avons calcul\^ees sur Excel) ou les vitesses « instantan\^ees » sur des intervalles de distance ou de temps encore plus courts (si nous avons les donn\^ees) peuvent \^etre compar\^ees \^a celles d'autres performances de niveau international ou olympique. Il est \^evident que de telles donn\^ees sur les performances individuelles et la comparaison \^a d'autres performances auront des implications importantes pour l'athl\^ete et pour son coach.

L'**acc\^el\^eration** est d\^efinie comme la **variation de la vitesse par unit\^e de temps**, g\^eneralement exprim\^ee en m\^etre par seconde au carr\^e (m/s²). Cela signifie que la vitesse d'un objet augmente/diminue d'une certaine quantit\^e \^a chaque seconde de son d\^eplacement. Par exemple, l'acc\^el\^eration constante (uniforme) de 2,5 m/s² d'un corps indique que la vitesse du corps augmente de 2,5 m/s \^a chaque seconde de son d\^eplacement (2,5 m/s sur 1 seconde, 5,0 m/s sur 2 secondes, 7,5 m/s sur

3 secondes, etc.). Le *Tableau A1.3* présente les calculs Excel en incluant aussi les données sur l'accélération pour l'exemple du sprint de 100 m utilisé précédemment.

| d (m) | dt (s) | Somme t (s) | v (m/s) |
|---------|----------|---------------|-----------|
| 10 | 1,85 | 1,85 | 5,41 |
| 20 | 1,02 | 2,87 | 9,80 |
| 30 | 0,91 | 3,78 | 10,99 |
| 40 | 0,87 | 4,65 | 11,49 |
| 50 | 0,85 | 5,50 | 11,76 |
| 60 | 0,82 | 6,32 | 12,20 |
| 70 | 0,82 | 7,14 | 12,20 |
| 80 | 0,82 | 7,96 | 12,20 |
| 90 | 0,83 | 8,79 | 12,05 |
| 100 | 0,90 | 9,69 | 11,11 |
| Total | 9,69 | | |
| Moyenne | 0,97 | 5,86 | 10,92 |
| ds | 0,32 | 2,59 | 2,08 |
| max | 1,85 | 9,69 | 12,20 |
| min | 0,82 | 1,85 | 5,41 |

Tableau A1.2: Calculs Excel (avec deux chiffres après la virgule) de la vitesse pour chaque intervalle de 10 m à partir des données du sprint de 100 m (d = déplacement, dt = intervalle de temps à chaque 10 m; somme t = temps cumulé; v = vitesse, ds = déviation standard; max = valeur maximale; min = valeur minimale).

| d (m) | dt (s) | Somme t (s) | v (m/s) |
|---------|----------|---------------|-----------|
| 10 | 1,85 | 5,41 | 2,92 |
| 20 | 1,02 | 9,80 | 4,31 |
| 30 | 0,91 | 10,99 | 1,30 |
| 40 | 0,87 | 11,49 | 0,58 |
| 50 | 0,85 | 11,76 | 0,32 |
| 60 | 0,82 | 12,20 | 0,52 |
| 70 | 0,82 | 12,20 | 0,00 |
| 80 | 0,82 | 12,20 | 0,00 |
| 90 | 0,83 | 12,05 | -0,18 |
| 100 | 0,90 | 11,11 | -1,04 |
| Total | 9,69 | | |
| Moyenne | 0,97 | 10,92 | 0,87 |
| ds | 0,32 | 2,08 | 1,60 |
| max | 1,85 | 12,20 | 4,31 |
| min | 0,82 | 5,41 | -1,04 |

Tableau A1.3: Calculs Excel (avec deux chiffres après la virgule de l'accélération sur chacun des intervalles de 10 m du sprint de 100 m (d = déplacement, dt = intervalle de temps à chaque 10 m; somme t = temps cumulé; v = vitesse, ds = déviation standard; max = valeur maximale; min = valeur minimale).

L'accélération est définie par :

$$\text{accélération} = \frac{(v_2 - v_1)}{(t_2 - t_1)}$$

avec

v_1 = vitesse initiale de l'objet au temps t_1 (le temps initial qui nous intéresse) ;

v_2 = vitesse finale de l'objet au temps t_2 (le temps final qui nous intéresse).

L'accélération est *positive* lorsque la vitesse augmente sur la durée considérée (accélération) ou *negative* lorsque la vitesse diminue sur la durée considérée (décélération). Maintenant que nous avons les données de vitesse et d'accélération pour chacun des intervalles de 10 m, il est possible, en utilisant de nouveau Excel, de représenter graphiquement la vitesse en fonction du déplacement (ou du temps) et l'accélération en fonction du déplacement (ou du temps) afin d'analyser chacune des sections de ce sprint de 100 m.

À partir de ces graphiques, il est possible d'observer qu'Usain Bolt accélère et décélère tout au long de sa course. Si nous nous intéressons plus précisément au graphique représentant la vitesse en fonction du temps (voir *Figure A1.4*), nous observons qu'il est possible de lire les valeurs directement sur le graphique pour différents moments (par exemple à 6,32 secondes). Entre 0 et 6,32 secondes, on observe une accélération positive continue (indiquant que l'athlète accélère sur cette durée). Cette accélération positive prend différentes valeurs jusqu'à 6,32 secondes. Par exemple, l'accélération initiale est élevée (2,92 et 4,31 m/s²) alors que l'athlète sort des *starting-blocks* et passe très rapidement d'une position immobile à une mise en mouvement. Ensuite, l'athlète continue à accélérer (mais à des valeurs moins importantes : +1,30 m/s², +0,58 m/s², +0,32 m/s² et +0,52 m/s², qui sont toutes des valeurs positives) jusqu'au repère des 60 m ou 6,32 s. Cela peut aussi être observé sur la courbe de la vitesse qui augmente jusqu'à ce point. Ensuite, à 7,14 s, l'athlète a une accélération nulle jusqu'à 7,96 s. Cela signifie que, pendant cette durée, l'athlète a une **vitesse constante** et n'est ni en train d'accélérer ni de décélérer (il n'accélère pas et ne ralentit pas). De même, ceci peut être observé sur la courbe de vitesse qui présente un plateau entre ces deux points. Ensuite, et jusqu'à la fin du sprint, l'accélération devient négative, ce qui signifie que l'athlète ralentit (à 8,79 s, l'accélération est de -0,18 m/s² et sur la ligne d'arrivée à 9,69 s elle est de -1,04 m/s²). Cela indique que l'athlète ralentit alors qu'il approche puis franchit la ligne (ce qui est une caractéristique que l'on observe souvent dans la technique de course d'Usain Bolt). De même, ceci peut être observé sur la courbe de vitesse alors que la courbe diminue sur cette durée.

Dans ces deux graphiques, les valeurs ont été représentées entre deux points de déplacement ou de temps (indiquant donc une moyenne entre deux points, exprimée au milieu des deux points). De plus, considérant que la vitesse est une gran-

deur vectorielle, le signe positif ou négatif représente la composante directionnelle. Une valeur de vitesse positive (que l'on observe tout au long du sprint) indique un mouvement le long de la piste de 100 m vers la ligne d'arrivée, tandis qu'une valeur négative de la vitesse horizontale indiquerait un mouvement de retour vers la ligne de départ (ce qui serait inhabituel pour un sprint). Pour l'accélération, en revanche, une valeur positive indique une augmentation la vitesse (accélération) et une valeur négative une diminution de la vitesse (décélération). Par exemple, sur la courbe d'accélération, toutes les valeurs au-dessus de 0 sont positives et signifient que l'athlète est en train d'accélérer, même si la courbe va vers le bas (il accélère simplement moins fort). Dans cet exemple, les signes de la vitesse et de l'accélération (positif et négatif) sont indépendants l'un de l'autre.

Cependant, il est aussi possible d'avoir une accélération négative lorsqu'un objet est en train d'accélérer (d'augmenter sa vitesse). Par exemple, dans le cas de l'accélération due à la pesanteur terrestre, l'accélération est souvent exprimée $-9,81 \text{ m/s}^2$. Cela indique une *accélération* vers le bas (vers la Terre) de $9,81 \text{ m/s}^2$ (c.-à-d. qu'un objet va accélérer (augmenter sa vitesse) alors qu'il tombe vers le centre de la Terre (voir la partie sur la gravité, le poids et la projection verticale plus loin dans cet ouvrage)). Dans le cas d'une accélération le long d'une ligne horizontale (comme dans notre exemple du sprint de 100 m), une accélération négative signifierait une décélération (un ralentissement) de l'athlète le long de cette direction horizontale. Enfin, dans le domaine de la biomécanique, il est utile de présenter l'ensemble des données dans des séries de graphiques (comme nous l'avons fait sur Excel). Le coach

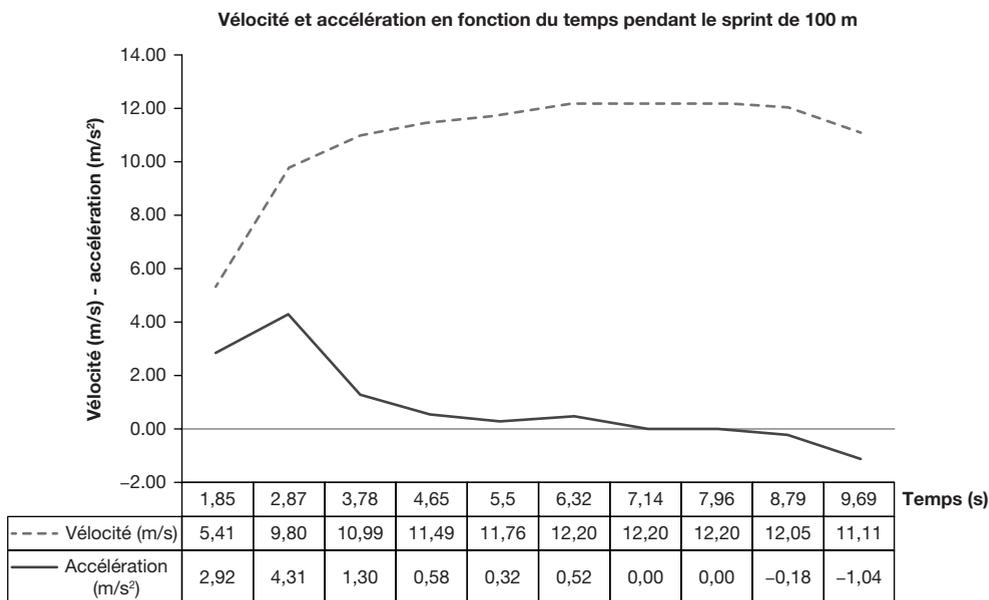


Figure A1.4: Graphiques Microsoft Excel de la vitesse et de l'accélération en fonction du temps pour le record du monde du sprint de 100m en 9,69 secondes par Usain Bolt en 2008.

et l'athlète peuvent alors utiliser ces graphiques de vitesse et d'accélération en fonction du temps pour analyser la performance.

À partir de ces graphiques représentant une tentative de record du monde du 100 m en 2008 par Usain Bolt (9,69 s), il est possible d'observer que l'athlète augmente sa vitesse à partir du départ jusqu'à environ 60 m (ou encore 6,32 s). À ce moment-là, l'athlète parvient à maintenir sa vitesse de pointe pour environ 1,5 s jusqu'à 80 m, avant de commencer à ralentir jusqu'au repère des 100 m. Ceci est confirmé par le graphique d'accélération en fonction du temps, qui montre des accélérations positives (augmentation de la vitesse) jusqu'à 60 m. Bien qu'il soit évident que l'accélération diminue avec le temps pendant cette période, elle est toujours positive et indique donc une augmentation de vitesse. La courbe de l'accélération en fonction du temps passe ensuite par 0 (ce qui indique qu'il n'y a pas d'accélération) pendant que l'athlète maintient une vitesse constante durant cette brève durée de 1,5 s. Ensuite, la courbe de l'accélération en fonction du temps devient négative, indiquant une décélération ou un ralentissement (entre 80 m et 100 m). C'est pourquoi la déclaration faite par de nombreux coaches et biomécanistes que « celui ou celle qui ralentira le moins gagnera le sprint » est vraie dans le cas de notre record du monde du 100 m. De nombreux sprinteurs de 100 m à différents niveaux (depuis l'amateur jusqu'aux athlètes olympiques) présentent une technique similaire avec une accélération (augmentation de la vitesse horizontale) typique sur les 60-70 premiers mètres, un maintien de cette vitesse ou vitesse pour environ 1 à 1,5 s, puis un ralentissement alors qu'ils approchent des 100 m. Ainsi, il est évident que l'analyse biomécanique peut avoir des conséquences importantes sur l'entraînement et la performance.

Problème

À partir des données présentées dans le *Tableau A1.4* concernant deux records du monde établis en 1500 m nage libre (Kieran Perkins en 1994 et Grant Hackett en 2001), calculez la vitesse et l'accélération moyennes pour chaque intervalle de déplacement de 100 m. Essayez aussi d'établir une analyse des courses de chacun des nageurs et d'expliquer comment Grant Hackett a réussi à battre le record du monde si longtemps détenu par Kieren Perkins.

Notez que dans ce contexte le déplacement est techniquement de 0 (l'athlète nage 50 m (longueur du bassin) puis se retourne et revient à son point de départ). Il est donc préférable d'employer les termes de « distance » et de « vitesse » dans cet exemple.

| <i>Distance (m)</i> | <i>Temps (minutes: secondes, centièmes de secondes)</i> | <i>Temps cumulé (s)</i> |
|---------------------|---|-------------------------------|
| | 1994 Perkins | 2001 Hackett |
| 100 | 54.81 | 54.19 |
| 200 | 1:52.91 | 1:52.45 |
| 300 | 2:51.48 | 2:51.29 |
| 400 | 3:50.37 | 3:50.18 |
| 500 | 4:49.04 | 4:48.82 |
| 600 | 5:48.51 | 5:47.45 |
| 700 | 6:67.72 | 6:45.96 |
| 800 | 7:46.00 | 7:44.47 |
| 900 | 8:45.28 | 8:43.05 |
| 1000 | 9:44.96 | 9:41.78 |
| 1100 | 10:44.63 | 10:40.56 |
| 1200 | 11:44.50 | 11:39.51 |
| 1300 | 12:44.70 | 12:38.51 |
| 1400 | 13:44.44 | 13:37.89 |
| 1500 | 14:41.66 RM (record du monde) | 14:34.56 RM (record du monde) |

Tableau A1.4: Deux séries de données sur des intervalles de 100 m concernant des records du monde établis en 1500 m nage libre.

Problème

Choisissez deux athlètes parmi les sprinteurs présentés dans le *Tableau A1.5* et utilisez Excel pour déterminer et représenter graphiquement leurs vitesse et accélération sur des intervalles de 10 m. À partir des graphiques, décrivez la performance de chacun des deux athlètes et expliquez pourquoi l'un des deux a fait une course plus rapide.

Records du monde du 100 m homme sur intervalles de 10 m

| | Mo '01 | Tim '02 | Asafa '05 | Gay '08 OT | Bolt '08 | Bolt '09 | Meilleur |
|-----------|--------|---------|-----------|------------|----------|----------|----------|
| TR | 0,132 | 0,104 | 0,150 | n/a | 0,165 | 0,146 | 0,104 |
| 0-10 m | 1,70 | 1,79 | 1,74 | | 1,69 | 1,74 | 1,69 |
| TR nul | | | | | | | |
| 0-10 m | 1,83 | 1,89 | 1,89 | 1,95 | 1,85 | 1,89 | |
| 10-20 m | 1,00 | 1,03 | 1,02 | 1,03 | 1,02 | 0,99 | 0,99 |
| 20-30 m | 0,92 | 0,91 | 0,92 | 0,89 | 0,91 | 0,90 | 0,89 |
| 30-40 m | 0,89 | 0,87 | 0,86 | 0,87 | 0,89 | 0,86 | 0,86 |
| 40-50 m | 0,86 | 0,84 | 0,85 | 0,83 | 0,85 | 0,83 | 0,83 |
| 50-60 m | 0,83 | 0,83 | 0,85 | 0,80 | 0,82 | 0,82 | 0,80 |
| 60-70 m | 0,83 | 0,84 | 0,84 | 0,80 | 0,82 | 0,81 | 0,80 |
| 70-80 m | 0,86 | 0,84 | 0,84 | 0,82 | 0,82 | 0,82 | 0,82 |
| 80-90 m | 0,89 | 0,85 | 0,85 | 0,83 | 0,83 | 0,83 | 0,83 |
| 90-100 m | 0,91 | 0,88 | 0,85 | 0,86 | 0,86 | 0,83 | 0,83 |
| Temps (s) | 9,82 | 9,78 | 9,77 | 9,68* | 9,69 | 9,58 | 9,44 |

Vent +4,1 m/s

Tableau A1.5: Six jeux de données sur des intervalles de 10 m pour des sprints de 100 m; les athlètes sont Maurice Greene (Mo), Tim Montgomery (Tim), Asafa Powell (Asafa), Tyson Gay (Gay) et Usain Bolt (Bolt). TR = temps de réaction. JO = essai olympique. Les aires grisées indiquent les temps les plus rapides sur 10 m (et les temps finaux) sur chaque jeu de données. En combinant ces meilleurs temps (colonne MEILLEUR) on obtiendrait un hypothétique record du monde de 9,44 secondes. Tableau adapté de <http://speedendurance.com>.

Points clés

| | |
|--|---|
| Biomécanique | Étude des forces et de leurs effets sur le vivant. |
| Cinématique et cinétique | Branches de la biomécanique qui s'intéressent à l'étude du déplacement, de la vitesse et de l'accélération (cinématique) et aux forces qui causent ou qui résultent du mouvement (cinétique). |
| Mouvement linéaire et angulaire | Un mouvement linéaire (ou translation) correspond à un mouvement selon une ligne droite ou courbe, sans rotation et où toutes les parties du corps se déplacent dans la même direction et à la même vitesse. Un mouvement angulaire correspond à un mouvement autour d'un axe de rotation. |
| Quantité scalaire | Valeur qui n'est définie que par une valeur (taille, magnitude). |
| Quantité vectorielle | Valeur qui est définie par une valeur, une direction et un sens. |
| Distance et déplacement | La distance est une valeur scalaire qui n'est décrite que par sa valeur (par exemple 23 km). Le déplacement est une valeur vectorielle décrite par sa valeur et par sa direction (par exemple 23 km le long d'une ligne entre deux points A et B). |
| Vitesse et vitesse | La vitesse est la valeur scalaire qui décrit le mouvement d'un objet. Elle est égale à la distance divisée par le temps nécessaire pour parcourir cette distance. La vitesse est la valeur vectorielle qui décrit le mouvement d'un objet. Elle est égale au déplacement divisé par le temps nécessaire pour réaliser ce déplacement. |
| Accélération | Variation de la vitesse par unité de temps. Elle est égale à la différence de vitesse divisée par le temps. |
| Moyenne et instantané | Le terme de « moyenne » signifie le plus souvent « moyenne arithmétique ». La moyenne est calculée en additionnant toutes les valeurs observées et en divisant cette somme par le nombre de valeurs. Par exemple : la vitesse moyenne de l'athlète a été de 23 km/h pour un parcours de 42 km. Le terme « instantané » (à un instant donné) fait référence aux intervalles de temps sur lesquels se fait le calcul de la vitesse ou de l'accélération. Plus ces intervalles sont petits, plus la valeur calculée tend vers la valeur instantanée. |

Lectures complémentaires

Les deux lectures ci-dessous sont des lectures complémentaires dans le domaine de la cinématique linéaire du sport et de l'exercice.

1. McDONALD, C., DAPENA, J., « *Linear kinematics of the men's 110-m and Pomen's 100-m hurdles races* », *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 23, n° 12, 1991, p. 1382-1391.
2. MURPHY, A. J., LOCKIE, R. G., COUTTS, A. J., « *Kinematic determinants of early acceleration in field sport athletes* », *Journal of Sports Science & Medicine*, vol. 2, n° 4, 2003, p. 144-150.

Centre de gravité et centre de masse

Paul Grimshaw

Le centre de gravité (CDG) d'un corps est le point où l'on considère que s'applique le poids total du corps. La force gravitationnelle s'exerce sur l'ensemble du corps : le centre de gravité est le point où s'applique la résultante des forces en chaque point du corps. Le centre de masse d'un corps (CDM) est le barycentre (ou « point moyen ») de l'ensemble des points possédant une masse dans ce corps. En biomécanique, les termes de « centre de gravité » et de « centre de masse » sont souvent synonymes. Le centre de gravité et le centre de masse sont des points imaginaires (ils n'ont pas d'existence physique réelle) qui représentent la répartition du poids ou de la masse d'un corps.

Tous les corps possèdent un centre de gravité. Pour les corps de densité uniforme (comme des formes régulières dont la densité est définie comme étant la masse par unité de volume), le CDG se situe au centre géométrique de l'objet. Pour les corps de densité non uniforme (comme le corps humain), le CDG doit être calculé. Comme nous le savons, le corps humain a une densité non uniforme ; il est de forme irrégulière et prend de nombreuses positions différentes au cours d'un mouvement ou d'un exercice physique. Ainsi, le CDG peut être constamment en mouvement (bien qu'il puisse aussi être stationnaire) et il peut aussi être situé à l'intérieur ou à l'extérieur du corps. Par exemple, en saut en hauteur, le centre de gravité de l'athlète passe sous la barre pendant que l'athlète passe par-dessus. La *Figure A2.1* représente certaines des considérations liées au CDG.

La stabilité d'un objet est sa capacité à maintenir sa posture ou sa position. Cette stabilité dépend de la position du centre de gravité. Par exemple, si on peut tracer une ligne verticale passant par le centre de gravité et la base d'appui, alors l'objet sera plus stable ; inversement, si le CDG est à l'extérieur de la base d'appui, alors l'objet sera plus instable. Plus le CDG est proche de la base d'appui d'un corps, plus

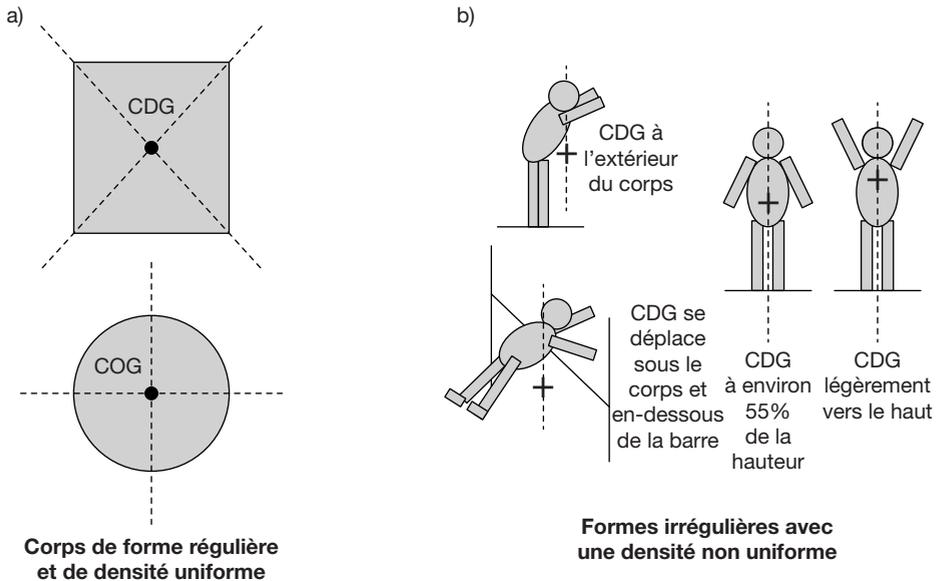


Figure A2.1: Centre de gravité pour a) des corps de forme régulière (en supposant la densité uniforme) et b) des corps de forme irrégulière.

la stabilité est importante. Une augmentation de la surface de la base d'appui donnera une meilleure stabilité. De plus, un objet lourd est généralement plus stable qu'un objet léger parce que la force (et le couple associé) pour faire vaciller l'objet lourd sera plus importante.

Problème

Déterminez la position de votre CDG lorsque vous êtes debout (c.-à-d. qu'il se situera approximativement entre 55 et 57 % de votre hauteur en partant du sol, si vous vous tenez droit), puis déterminez la position de votre CDG lorsque vous vous asseyez au sol. Dans le cas où vous êtes assis au sol, votre CDG sera plus proche du sol (la base d'appui), ce qui offrira une stabilité plus grande que lorsque vous êtes debout. Ainsi, il sera plus difficile de vous faire basculer/déséquilibrer lorsque vous êtes assis au sol (votre base d'appui est plus grande et votre CDG plus bas (plus proche de la base d'appui)). Faites l'expérience en vous mettant dans diverses positions (de préférence sur une surface stable et confortable) ou avec différents objets pour observer à quel point il est facile ou difficile de faire basculer le corps ou l'objet.

Le corps humain a souvent besoin de passer rapidement d'une position stable à une position instable. Par exemple, le sprinteur de 100 m doit être dans une position stable au départ de la course (notamment pour ne pas faire de faux départ), mais il

doit aussi être dans une position telle qu'il peut rapidement se mettre en mouvement une fois que le départ est donné. La *Figure A2.2* montre plusieurs exemples de la position du CDG du corps humain dans des situations sportives stables statiques et dynamiques (en mouvement).

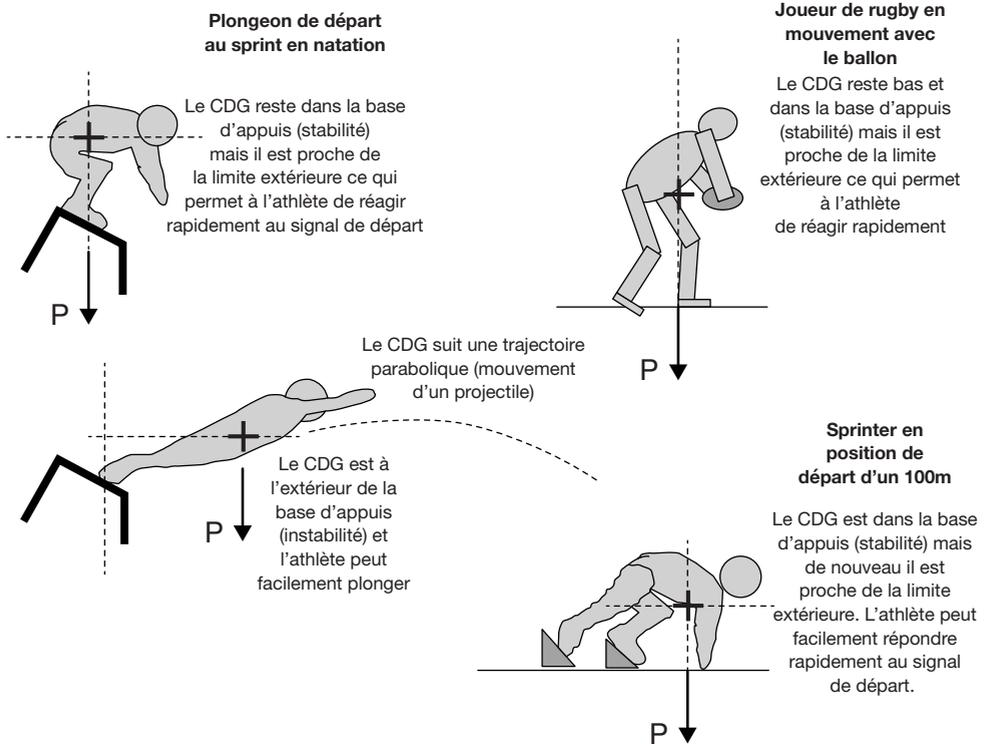


Figure A2.2: Exemples de stabilités statiques et dynamiques selon la position du centre de gravité du corps humain en sports.

La position verticale (et horizontale) du CDG du corps humain peut être calculée en utilisant le théorème des moments. Un moment est le produit d'une force par sa distance perpendiculairement à un axe de rotation, et est présenté plus loin dans cet ouvrage. Dans la *Figure A2.3*, le corps humain est allongé sur ce que l'on appelle une planche à centre de gravité.

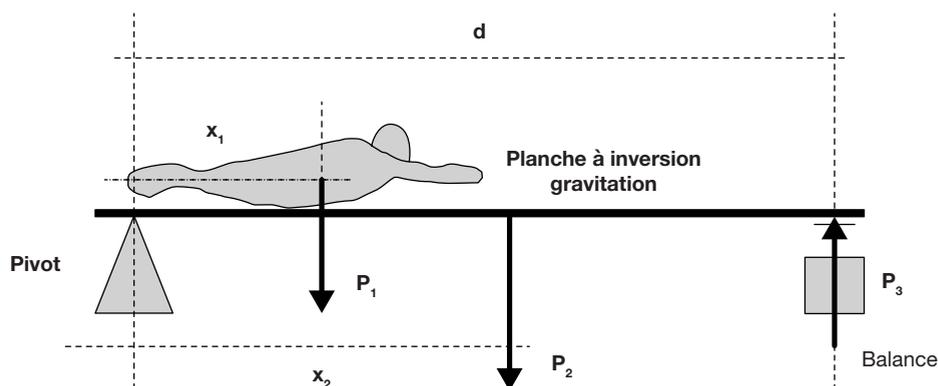


Figure A2.3: Planche à inversion gravitationnelle.

En utilisant le théorème des moments ((somme des moments horaires ($\sum M_h$) = somme des mouvements antihoraires ($\sum M_{ah}$) qui est expliqué plus loin dans ce chapitre), on peut écrire l'équation suivante (où le point représente la multiplication scalaire). Rappelez-vous bien qu'un moment est défini comme une force (le poids) multipliée par sa distance perpendiculairement à un axe de rotation, ou, dans ce cas, au pivot (Figure A2.4 et Figure A2.5).

$$P_1 \cdot x_1 + P_2 \cdot x_2 = P_3 \cdot d$$

avec

P_1 = poids du corps pris en son centre de gravité;

P_2 = poids de la planche pris en son centre de gravité;

x_1 = distance horizontale du pivot au centre de gravité du corps (ligne de poids);

x_2 = distance horizontale du pivot au centre de gravité de la planche (ligne de poids qui est probablement la moitié de la longueur de la planche);

d = distance du pivot au centre de la balance;

P_3 = poids lu sur la balance.

Lorsque P_3 est égal à zéro (le poids indiqué par la balance (masse \times gravité)) et que le sujet n'est pas au niveau du centre de gravité de la planche, on peut réarranger l'équation comme suit. À noter: il est important de spécifier que la balance est réglée pour indiquer zéro lorsqu'il n'y a rien sur la planche, sans quoi dans notre cas d'étude (et si le réglage n'avait pas été fait) elle indiquerait une partie du poids de la planche (ou encore l'effet de la gravité sur la planche, qui agit à une certaine distance du pivot parce qu'une extrémité de la planche est déjà soutenue).

$$P_2 \cdot x_2 = 0$$

Ainsi, on peut éliminer ($P_2 \cdot x_2$) de l'équation initiale (puisqu'égal à zéro).

$$P_1 \cdot x_1 = P_3 \cdot d$$

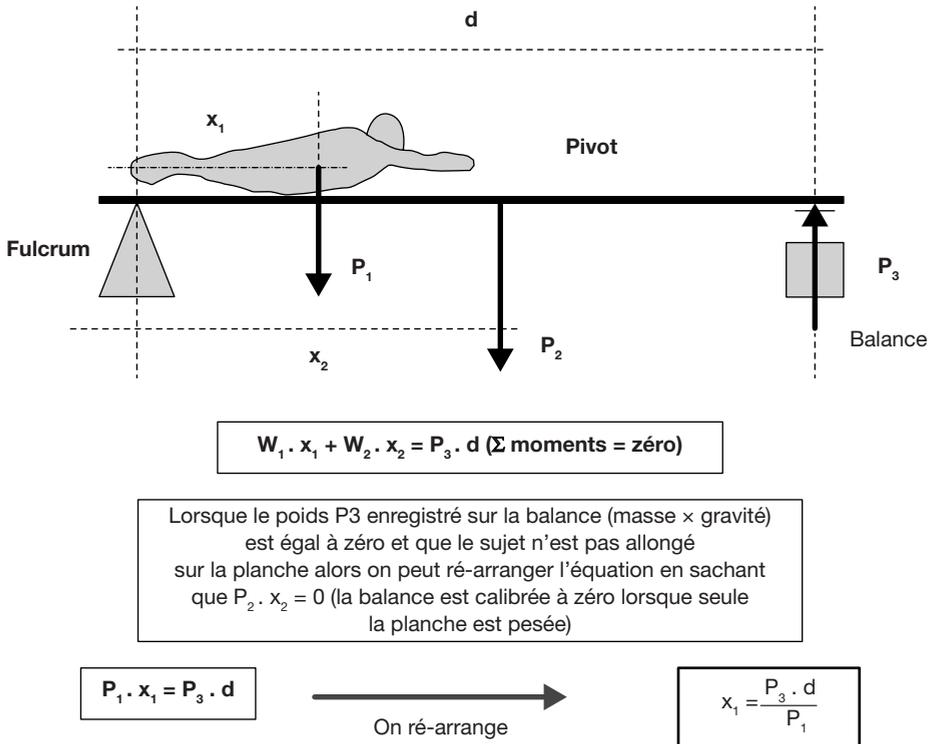


Figure A2.4: Procédure pour déterminer le centre de gravité en utilisant la planche à inversion.

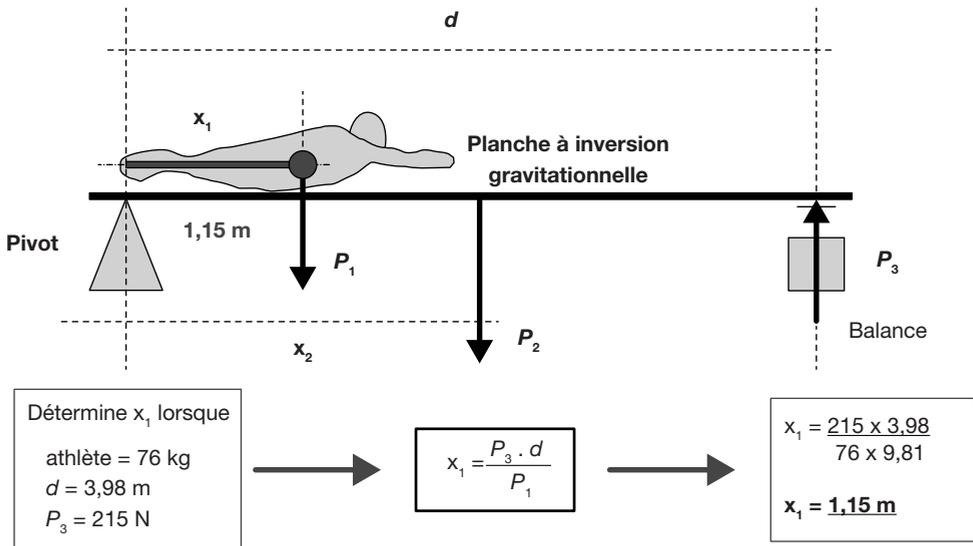


Figure A2.5: Calcul du centre de gravité à partir d'une planche à inversion gravitationnelle.

La distance horizontale du centre de gravité par rapport au pivot (x_1) est donnée en réarrangeant cette équation.

$$x_1 = \frac{P_3 \cdot d}{P_1}$$

Dans l'équation ci-dessus, x_1 représente la hauteur verticale (en fait exprimée comme la position horizontale dans notre exemple, puisque l'athlète est allongé sur la planche) du centre de gravité de l'objet en partant des pieds. À noter que, dans cet exemple, on détermine uniquement la position verticale du CDG. L'effet du mouvement des bras et des jambes sur la position du centre de gravité (c.-à-d. le changement entre une position et une autre) peut alors être calculé en utilisant la même méthode et en prenant la différence des indications données par la balance entre les deux positions. Par exemple, si les bras étaient étendus sur le côté, on s'attendrait à ce que la position du centre de gravité soit plus basse. De même, l'athlète pourrait être debout sur la planche ou allongé dans une autre direction afin de pouvoir déterminer la position du CDG dans d'autres plans du corps (mais cette méthode ne donne qu'une position selon une direction à la fois (c.-à-d. dans un plan et selon un axe)).

Au cours d'un déplacement, la position du centre de gravité dépendra de la posture du corps. Le CDG est en déplacement constant (bien qu'il puisse être stationnaire) suivant la position du corps et, comme on l'a vu précédemment, il peut souvent se trouver à l'extérieur du corps. Dans ce cas, on aura besoin de modifier l'expérience avec la planche pour prendre en compte cette déviation latérale ou médiale du CDG (dans cet exemple, la déviation peut être droite/gauche ou devant/derrrière). Pour ce faire, nous avons besoin d'utiliser une planche qui possède des axes horizontal et vertical (axes x et y).

La méthode de calcul reste la même, mais le sujet se tient sur une planche qui dispose maintenant de deux balances à des points différents (une planche avec trois points de contact – deux balances et un pivot). En utilisant le théorème des moments décrit précédemment, les positions du CDG pour différentes orientations du corps peuvent maintenant être calculées en 2D (selon les axes x et y). Cette méthode correspond globalement à la façon dont les mouvements complexes en 3D sont analysés pour déterminer la position du centre de gravité d'un corps.

La méthode de la planche ne permet pas de mesurer les différentes positions du centre de gravité d'un corps au cours d'un mouvement où il change constamment de position. Pour mesurer les variations de la position du CDG, on utilise plutôt un enregistrement vidéo de l'athlète en mouvement. L'ordinateur représente alors la position précise de différents marqueurs du corps – épaule, coude, hanche, genou, cheville, etc. – pour chaque image de la vidéo, afin de créer une représentation informatique 2D ou 3D du corps humain. On obtient une représentation du corps « en fil de fer », chaque trait représentant un segment du corps. Le centre de masse (CDM) de chacun de ces segments est représenté sur l'axe de chaque segment. Afin d'obtenir cette représentation graphique, chaque segment doit être défini en utilisant les points de repère anatomiques tels que ceux présentés dans le *Tableau A2.1*.

Le centre de masse de chaque segment (*Tableau A2.2*) peut maintenant être positionné en un point exprimé en pourcentage de la longueur du segment (par rapport aux extrémités distales et proximales du segment). Ces pourcentages de longueur sont obtenus par analyse des données présentées dans l'ouvrage de David Winter. La *Figure A2.6* illustre la signification de ces deux tableaux en de plus amples détails. Il est important de préciser qu'il existe de nombreuses autres méthodes de repérage des positions des CDG, dérivées des techniques d'imagerie par résonance magnétique (IRM) et de modélisation mathématique.

| <i>Segment</i> | <i>Repères anatomiques</i> |
|---------------------------|---|
| Tête et cou | Vertèbres C7-T1 et première côte / canal auditif |
| Tronc | Grand trochanter / articulation scapulo-humérale |
| Bras (partie supérieure) | Articulation scapulo-humérale / articulation du coude |
| Avant-bras | Articulation du coude / processus styloïde de l'ulna |
| Main | Articulation du poignet / 2 ^e articulation du majeur |
| Cuisse | Grand trochanter / condyles fémoraux |
| Jambe (partie inférieure) | Condyles fémoraux / malléole interne |
| Pied | Malléole externe / tête du 2 ^e métatarse |

Tableau A2.1 : Repères anatomiques permettant la détermination de la longueur des segments dans le corps.

Adapté et avec la permission de *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (3^e édition) par David Winter, Wiley-Intersciences, New York, 2004

| <i>Segment</i> | <i>Position du centre de gravité (en % par rapport à chaque extrémité)</i> | | <i>Poids relatif (en % du poids total)</i> |
|---------------------------|---|---|--|
| | <i>Proximale (la plus proche du tronc / de la ligne médiane du corps)</i> | <i>Distale (la plus éloignée du tronc / de la ligne médiane du corps)</i> | |
| Tête et cou | 100 | 0 | 8,1 |
| Tronc | 50 | 50 | 49,7 |
| Total tronc, tête, cou | 66 | 34 | (57,8) |
| Bras (partie supérieure) | 43,6 | 56,4 | 2,8 |
| Avant-bras | 43 | 57 | 1,6 |
| Main | 50,6 | 49,4 | 0,6 |
| Total bras | 53 | 47 | ($\times 2 = 10,0$) |
| Cuisse | 43,3 | 56,7 | 10,0 |
| Jambe (partie inférieure) | 43,3 | 56,7 | 4,65 |
| Pied | 50 | 50 | 1,45 |
| Total jambe | 44,7 | 55,3 | ($\times 2 = 32,2$) |
| Total (tous segments) | | | 100,00 |

Tableau A2.2 : Centre de gravité et poids relatif de chaque segment du corps humain.

Adapté et avec la permission de *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (3^e édition) par David Winter, Wiley-Intersciences, New York, 2004

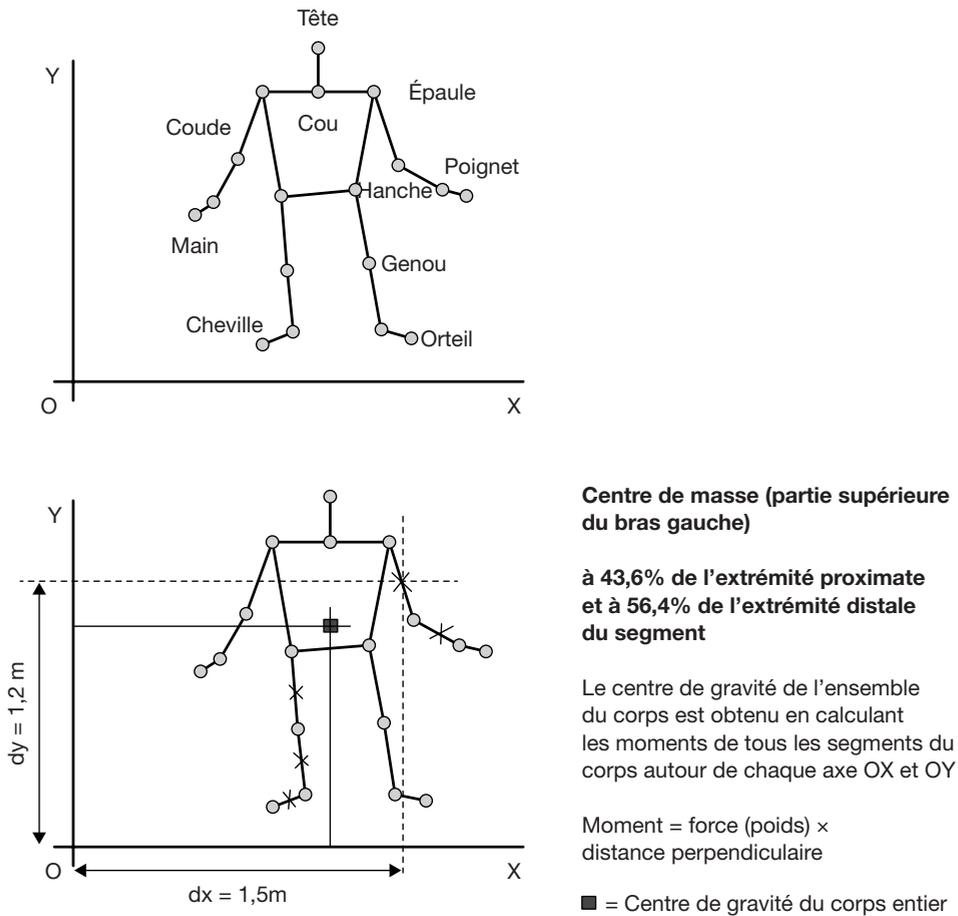


Figure A2.6: Représentation a) du corps humain « en fil de fer » et b) des centres de gravité de segments sélectionnés du corps humain (plan frontal – vue antérieure).

Pour déterminer la position du centre de gravité du corps dans l'exemple de la Figure A2.6, on commence par calculer les moments de chacun des segments du corps par rapport à chaque axe. Par exemple, le moment par rapport à l'axe OX (horizontal) de la partie haute du bras gauche sera égal (parce que l'on se trouve dans le plan frontal antérieur du corps « en fil de fer ») à la distance de l'axe au CDG multipliée par le poids de ce segment (sa masse multipliée par l'accélération gravitationnelle $9,81\text{ m/s}^2$). Pour un athlète de 75 kg avec un bras gauche dans la position de la Figure A2.6, cela donnerait ce qui suit :

Moments selon l'axe OX

moment = force \times distance perpendiculairement à l'axe de rotation
(exprimé en newton mètre)

moment = $[(0,028 \times 75) \times 9,81] \times 1,20$
(du bras gauche)

*Note: on utilise la distance le long de l'axe OY
(c.-à-d. depuis l'axe OX).*

où

0,028 = le poids relatif de ce segment par rapport au corps entier exprimé en décimal (c.-à-d. par rapport à 1,0 soit 28 %)

75 = la masse de l'athlète en kg

9,81 = l'accélération de la pesanteur exprimée en m/s^2

1,20 = la distance perpendiculairement à l'axe OX exprimée en mètres (m)
selon l'axe Y

$$\begin{aligned} &\text{moment par rapport à l'axe OX (du bras gauche)} \\ &= [(0,028 \times 75) \times 9,81] \times 1,20 = \mathbf{24,72 \text{ N m}} \end{aligned}$$

Pour calculer le centre de gravité du corps entier dans cette position, tous les moments de chacun des segments par rapport à chaque axe de rotation doivent être calculés et additionnés (c.-à-d. la somme des moments par rapport à OX et la somme des moments par rapport à OY séparément). Ensuite, comme on sait que la somme des centres de gravité de tous les segments sera égale au centre de gravité du corps entier (c.-à-d. à 100 % du poids total), nous pouvons diviser ces sommes intermédiaires des valeurs des moments par le poids de l'athlète exprimé en Newtons ($75 \times 9,81 = 735,75 \text{ N}$ dans notre exemple) afin de trouver les positions du centre de gravité du corps entier selon les axes OX et OY. On peut ensuite le dessiner sur le diagramme de la *Figure A2.6* à l'intersection des deux lignes depuis les axes OX et OY respectivement.

Cette méthode de détermination du centre de gravité d'un corps est maintenant fréquemment utilisée dans les programmes informatiques. Le même principe est appliqué pour l'analyse du mouvement en 3D, mais dans ce cas les moments sont aussi réalisés selon un troisième axe OZ. La connaissance du calcul du centre de gravité et des mouvements du corps entier au cours d'un déplacement est capitale. Ses applications vont de l'interprétation de la façon dont un enfant apprend à marcher à comment un athlète peut franchir une haie en athlétisme. Les caractéristiques du mouvement d'un corps sont souvent utilisées en coaching et en sciences du sport, ainsi que dans l'étude des pathologies du mouvement.

Points clés

| | |
|---|--|
| Centre de gravité | Le centre de gravité est le point où s'applique la résultante des forces de gravitation agissant sur l'ensemble du corps. En d'autres termes, on considère que c'est le point où s'applique le poids total du corps. |
| Centre de masse | Le centre de masse est le barycentre (ou « point moyen ») de l'ensemble de points possédant une masse corporelle. |
| Points imaginaires | Le centre de gravité et le centre de masse sont des points imaginaires: ils n'ont pas d'existence physique réelle. |
| Position du centre de gravité du corps humain | La position du centre de gravité du corps humain varie en fonction de la posture. Il peut se situer à l'intérieur comme à l'extérieur du corps humain. Le centre de gravité du sauteur en hauteur passe en dessous de la barre durant la phase de franchissement. La stabilité d'un corps représente sa capacité à maintenir un équilibre statique. Elle dépend de la position du centre de gravité. Plus le centre de gravité est proche de la base d'appui d'un corps, plus le corps est stable. Un objet est considéré comme stable quand la droite verticale passant par son centre de gravité coupe sa base d'appui. Un objet est considéré comme instable quand cette droite passe en dehors de sa base d'appui. |
| Détermination du centre de gravité du corps humain | Plusieurs méthodes permettent de déterminer le centre de gravité du corps humain. Une méthode simple consiste à déterminer le centre de gravité d'un corps statique en utilisant une planche et une balance. Des méthodes plus complexes font appel à l'analyse tridimensionnelle d'enregistrements vidéo de la position de repères anatomiques pour déterminer le centre de gravité d'un corps en mouvement. Ces différentes méthodes sont toutes basées sur le principe des moments: le centre de gravité est déterminé à partir de l'analyse des moments autour de différents axes. |
| Application | L'analyse biomécanique de la motricité humaine passe par l'étude de la position du centre de gravité. Le déplacement du centre de gravité influe de façon importante sur les performances dans la course de haies. L'analyse du déplacement du centre de gravité est essentielle pour caractériser un trouble de la marche ou de l'équilibre chez l'enfant. |

Lectures complémentaires

Les deux références ci-dessous apportent des contenus supplémentaires concernant les concepts de centre de masse et de centre de gravité.

1. DRILLIS, R., CONTINI, R., BLUESTEIN, M., « *Body segment parameters* », *Artificial Limbs*, vol. 8, n° 1, 1964, p. 44-66.
2. LEE, C. R., FARLEY, C. T., « *Determinants of the centre of mass trajectory in human walking and running* », *The Journal of Experimental Biology*, vol. 201, n° 21, 1998, p. 2935-2944.

Équilibre

Paul Grimshaw

Lorsqu'un corps est dans un état de repos (immobile) ou qu'il a une vitesse constante (il est en mouvement, mais n'est ni en train d'accélérer ni de décélérer), alors il est dit en équilibre. On parle d'équilibre statique lorsque le corps est au repos/immobile et d'équilibre dynamique quand le corps suit un mouvement uniforme à vitesse constante non nulle. La première condition d'équilibre est remplie quand la somme des forces externes s'exerçant sur un corps est nulle ($\Sigma F = 0$). Un corps est en équilibre statique quand la somme des forces externes qui s'y exercent est nulle et que ce corps n'effectue pas de translation (déplacement linéaire).

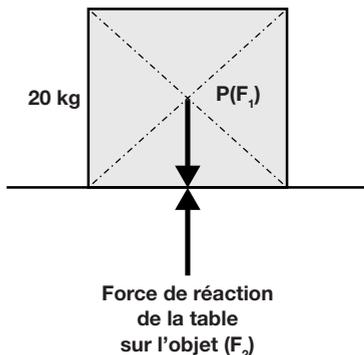
La *Figure A3.1* montre les forces externes qui s'exercent sur un objet placé sur une table: le poids de l'objet est dirigé vers le bas (en raison de la gravité) et la force de réaction de la table est dirigée vers le haut. La somme des forces externes s'exerçant sur l'objet est égale à zéro et l'objet ne bouge pas (équilibre statique).

P = poids de l'objet (dû à la gravité)

$$20 \text{ kg} \times -9,81 \text{ m/s}^2$$

s'exerçant sur la table (F_1).

La force de réaction de la table (F_2) agit sur l'objet



Première condition d'équilibre ($\Sigma F = 0$)

$$W (F_1) = 20 \times -9,81 = -196,2 \text{ N}$$

Le signe négatif indique que la force a un sens (elle est dirigée vers le bas en raison de l'accélération gravitationnelle).

On calcule la force de réaction de la table agissant sur l'objet.

$$\Sigma F = 0$$

$$-196,2 + F_2 = 0$$

$$F_2 = + 196,2 \text{ N (dirigée vers le haut)}$$

Figure A3.1: Équilibre statique.

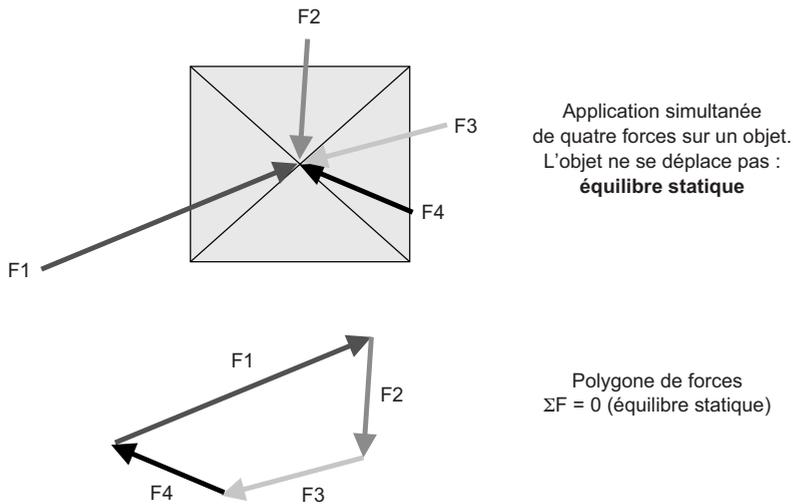


Figure A3.2: Équilibre statique (polygone de forces).

Dans la *Figure A3.2*, l'objet est soumis à l'action de plusieurs forces simultanées et la somme de ces forces est nulle. Dans ce cas, l'objet ne bougera pas et restera dans son état d'équilibre. Les forces peuvent être représentées par un **polygone** (une figure plane formée par 3 segments ou plus – ou bien elles peuvent être représentées par une forme quelconque en accolant les vecteurs de forces «de la pointe à la queue» dans n'importe quel ordre). Si un objet reste stationnaire malgré l'action de deux forces ou plus, la première condition d'équilibre peut être utilisée pour déterminer la résultante de ces forces.

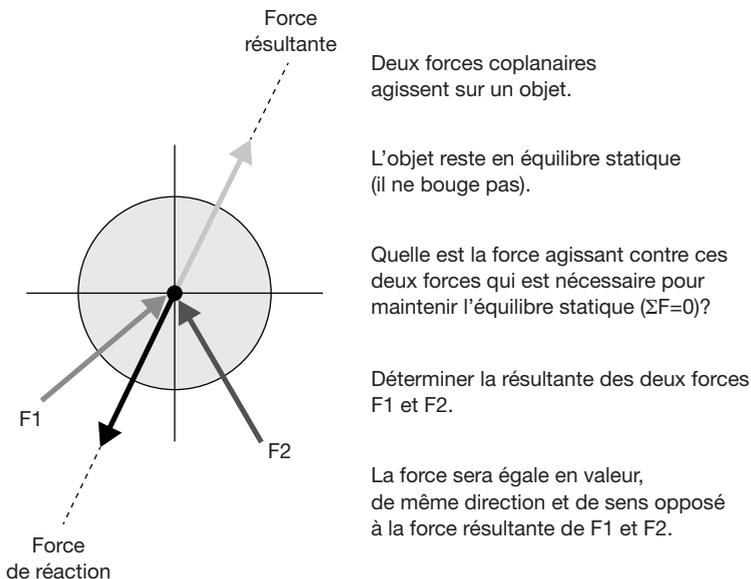


Figure A3.3: Forces coplanaires (F1 et F2) agissant sur un objet avec représentation des forces résultante et de réaction.

Dans la *Figure A3.3*, deux forces coplanaires (dans le même plan) s'exercent sur un objet, mais l'objet reste stationnaire. Il doit donc exister une troisième force qui permet de maintenir l'équilibre (à moins que les deux forces soient égales et opposées). Afin de calculer la troisième force, la **résultante** des deux forces (une force qui aurait un effet équivalent sur les deux autres forces, c.-à-d. la somme de deux **vecteurs** ou plus [ayant chacun une valeur et une direction]) doit être déterminée. On peut résoudre graphiquement (en dessinant à l'échelle et en utilisant la méthode de représentation graphique «de la pointe à la queue», puis en joignant les deux forces pour représenter la résultante) ou mathématiquement en utilisant la première condition d'équilibre ($\Sigma F = 0$) pour déterminer la troisième force (la force nécessaire pour maintenir l'équilibre).

Afin de déterminer la force résultante (R) des deux forces (F_1 et F_2) de la *Figure A3.3*, les forces sont représentées graphiquement avec la même origine à l'aide d'un **diagramme de forces** (diagramme représentant les forces externes comme des vecteurs). La résultante de ces deux forces peut maintenant être déterminée graphiquement ou mathématiquement (*Figure A3.4*, *Figure A3.5*, *Figure A3.6* et *Figure A3.7*).

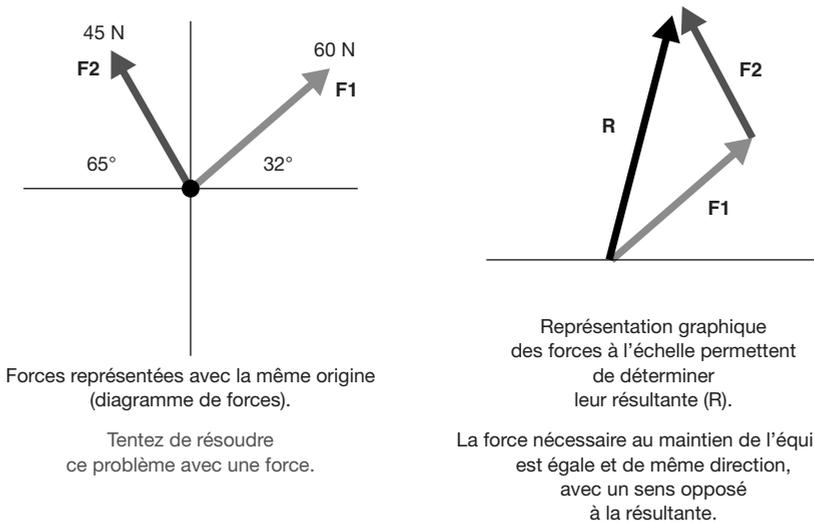
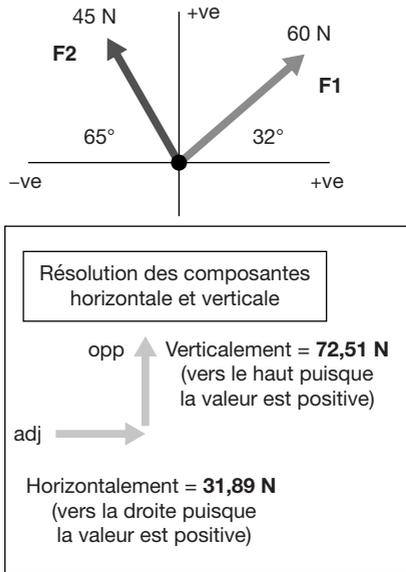


Figure A3.4: Diagramme de forces.

Somme des composantes verticales

On utilise $F \sin \theta$
 $(\sin \theta = \text{opp}/\text{hyp}) \quad (\text{hyp} \times \sin \theta = \text{opp})$
 $= 45 \sin 65^\circ + 60 \sin 32^\circ$
 (Signe positif parce que les deux forces vont dans la même direction et le même sens, verticalement vers le haut)
 $= 40,77 + 31,74$
 $= \mathbf{72,51 \text{ N}}$

Somme des composantes horizontales

On utilise $F \cos \theta$
 $(\cos \theta = \text{adj}/\text{hyp}) \quad (\text{hyp} \times \cos \theta = \text{adj})$
 $= 60 \cos 32^\circ - 45 \cos 65^\circ$
 (Signe négatif car elles sont dans la même direction mais de sens opposés)
 $= 50,88 - 18,99$
 $= \mathbf{31,89 \text{ N}}$

Figure A3.5: Résolution mathématique des forces.

Force résultante

$R = \sqrt{V^2 + H^2}$
 avec Pythagore

$$R = \sqrt{72,51^2 + 31,89^2}$$

$$R = \sqrt{6274,6}$$

$$\mathbf{R = 79,21 \text{ N}}$$

Angle d'application

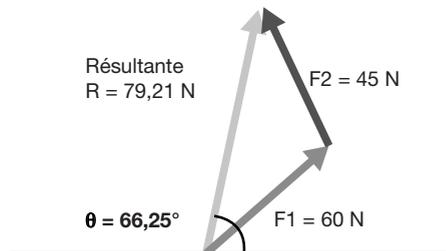
$$\tan \theta = \text{opp}/\text{adj}$$

$$\tan \theta = V/H$$

$$\tan \theta = 72,51/31,89$$

$$\tan \theta = 2,273$$

$$\text{Inv Tan } \theta = \mathbf{66,25^\circ}$$



La force résultante (R) est égale à 79,21 N et agit avec un angle de 66,25° par rapport à l'horizontale. C'est la force qui est équivalente aux deux autres forces (F1 et F2)

La force est déterminée par $\Sigma F = 0$

$$+79,21\text{N} - F = 0$$

$$F = \mathbf{-79,21 \text{ N}}$$
 (agit dans le sens opposé à la résultante)

Figure A3.6: Résolution mathématique des forces.

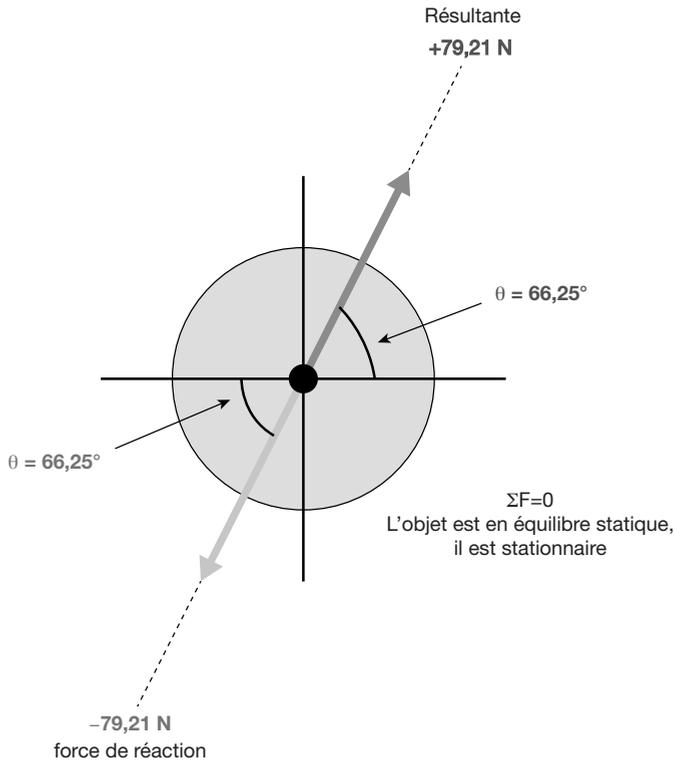


Figure A3.7: Résolution de la résultante et de la force de réaction.

Première et seconde conditions d'équilibre

Les exemples précédents concernaient des forces qui pouvaient être représentées au sein d'un système de forces linéaires. En motricité humaine, les forces n'agissent pas tout le temps dans le même plan et elles agissent souvent par paires (des paires de forces parallèles égales et opposées). Dans ce cas, on détermine l'**équilibre statique** en utilisant un système de forces parallèles. Les forces qui agissent parallèlement provoquent généralement la rotation d'un objet autour d'un axe donné. Ainsi, dans cet exemple, il est nécessaire de considérer les **moments** (force \times distance perpendiculaire à l'axe de rotation) pour résoudre la seconde condition d'équilibre. La **seconde condition d'équilibre** est remplie quand la somme des moments (couples) de force s'exerçant sur un corps est nulle (somme des moments horaires (ΣM_h) + somme des moments antihoraires (ΣM_{ah}) = 0).

La *Figure A3.8* illustre cette condition en utilisant l'exemple du mouvement de flexion et d'extension d'un bras. Cette figure montre la position d'un bras (environ 100° de flexion au niveau du coude avec un avant-bras horizontal) pendant un mouvement de flexion/extension. Le biceps brachial exerce une force (F_1) qui maintient le bras dans cette position (et crée un moment antihoraire considéré comme

positif (+ve)). Le poids de l'avant-bras et de la main exerce une force (F_2) qui agit à une distance perpendiculaire de l'axe de rotation (le coude) et qui s'oppose au moment de force du muscle (et crée un moment de force horaire qui est considéré comme négatif (-ve)). Le poids du bras et de la main crée un moment horaire (c.-à-d. qu'il aura tendance à pivoter le bras dans une direction horaire) tandis que la force du muscle crée un moment ou couple antihoraire. La *Figure A3.9* montre l'application de la seconde condition d'équilibre ($\Sigma \text{Moments} = 0$), qui peut être utilisée pour déterminer les conditions d'équilibre (pas de mouvement) et calculer la force musculaire nécessaire pour maintenir le bras immobile dans cette position. La force musculaire nécessaire pour maintenir le bras dans cet équilibre statique est 382,59 N. Cette force produit un moment de force antihoraire qui compense le moment de force horaire créé par le poids du bras et de la main. Il en résulte que le bras reste immobile et que le membre est maintenu dans une position d'**équilibre statique**.

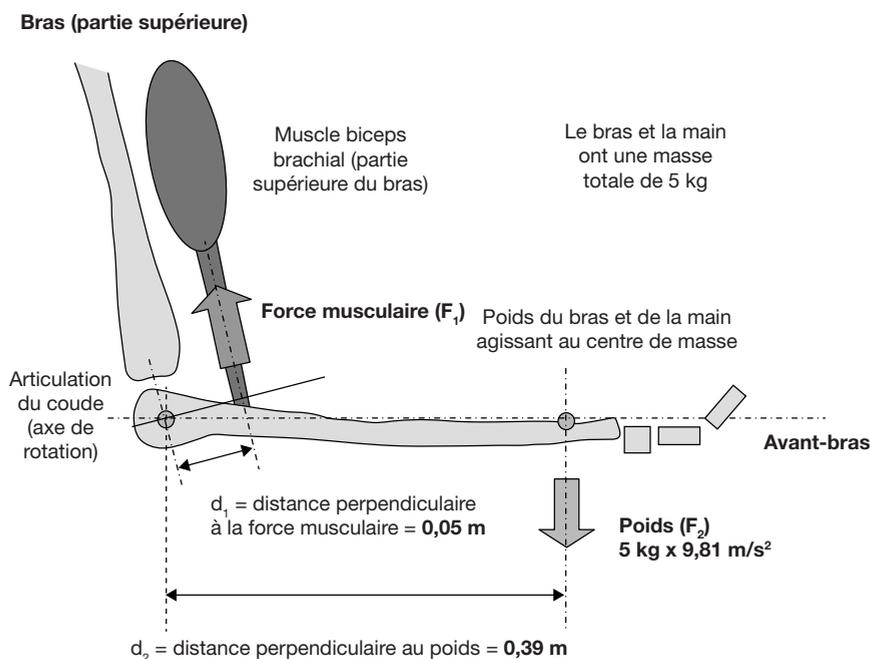


Figure A3.8: Flexion/extension du coude (équilibre statique).

Déterminer la force musculaire nécessaire pour maintenir la position statique du bras (équilibre)

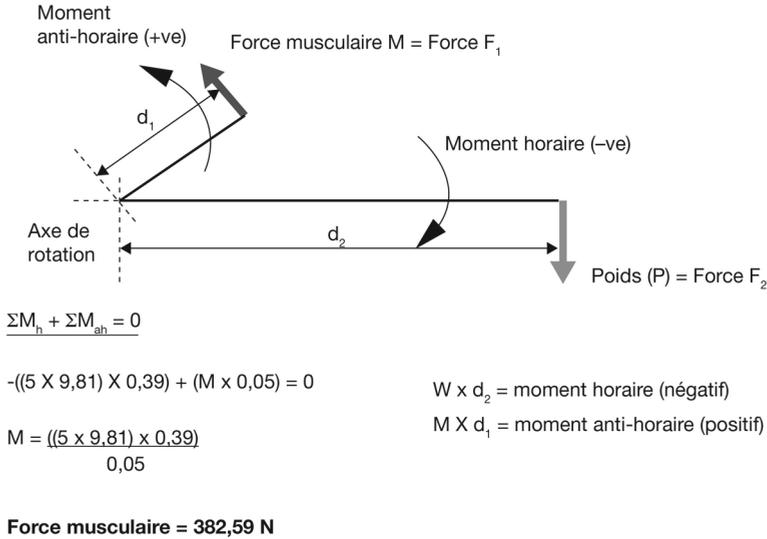


Figure A3.9: Seconde condition d'équilibre ($\Sigma M_h + \Sigma M_{ah} = 0$).

Lorsqu'un corps est en mouvement et n'est pas en train d'accélérer (vitesse constante), il est dit en **équilibre dynamique**. Les mêmes conditions s'appliquent que dans un équilibre statique et peuvent être réécrites pour prendre en compte ce mouvement. Cette approche peut aussi être utilisée pour déterminer la **force nécessaire pour accélérer un objet** (en incluant alors une composante pour l'accélération). Ces équations seront développées ultérieurement dans le texte.

Problème

La *Figure A3.10* montre l'exemple d'un bras tenant dans la main un poids de 8 kg (techniquement appelé une masse). Déterminer la force musculaire du biceps brachial qui est nécessaire afin de maintenir le bras et le poids (8 kg) immobiles (c.-à-d. en équilibre statique). Note: la distance perpendiculaire de la force du muscle n'est pas donnée et vous aurez à la calculer pour résoudre ce problème (la distance perpendiculaire de la force du muscle = $\sin 58 \times 0,03$ m). Par ailleurs, exprimez votre réponse à la fois en newton ainsi qu'en multiples du poids de l'athlète, sachant que cette personne a une masse de 75 kg. La *Figure A3.11* montre le diagramme de forces que vous devez utiliser pour résoudre ce problème.

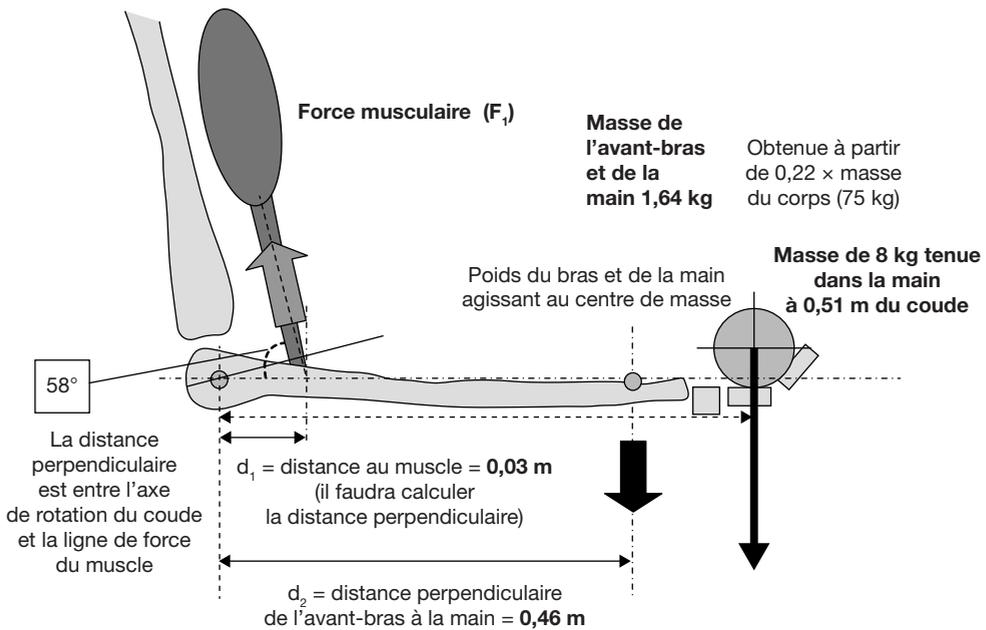


Figure A3.10: Flexion/extension du coude avec masse additionnelle (haltère) tenue dans la main (équilibre statique).

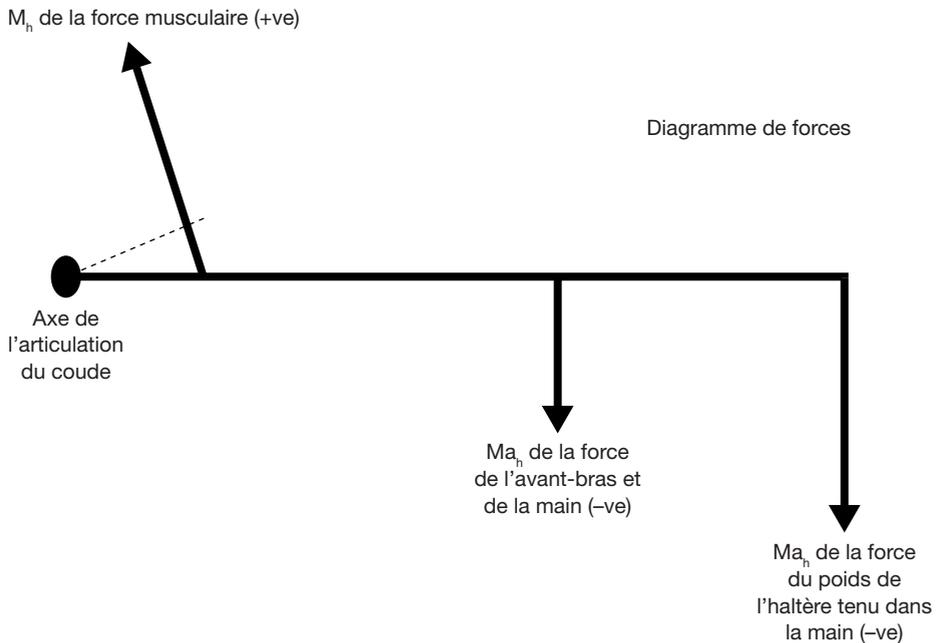


Figure A3.11: Diagramme de forces montrant la seconde condition d'équilibre ($\sum M_h + \sum M_{a_h} = 0$) appliquée à l'exemple du coude.

*Points clés***Équilibre**

Un corps est dit en équilibre quand il suit un mouvement uniforme (à vitesse constante). On parle d'équilibre statique quand le corps est stationnaire et d'équilibre dynamique quand le corps suit un mouvement uniforme à vitesse constante non nulle (accélération nulle).

Première et seconde conditions d'équilibre

Ces conditions doivent être remplies pour qu'un corps soit considéré en équilibre. La première condition d'équilibre est remplie quand la somme des forces externes s'exerçant sur un corps est nulle ($\Sigma F = 0$). La seconde condition d'équilibre est remplie quand la somme des moments de force (force \times bras de levier) s'exerçant sur un corps est nulle ($\Sigma M_h + M_{ah} = 0$).

Lectures complémentaires

Les deux références ci-dessous apportent des contenus supplémentaires concernant le concept d'équilibre statique dans le domaine du sport.

1. QUAINÉ, F., MARTIN, L., « *A biomechanical study of equilibrium in sport rock climbing* », *Gait & Posture*, vol. 10 n° 3, 1999, p. 233-239.
2. KIBELE, A., GRANACHER, U., MUEHLBAUER, T., BEHM, D. G., « *Stable, unstable and metastable states of equilibrium: Definitions and applications to human movement* », *Journal of Sports Science & Medicine*, vol. 14, n° 4, 2015, p. 885-887.

Données cinématiques : dérivation

Adrian Burden

La **dérivation numérique** est une méthode permettant de calculer le taux de variation d'une variable par rapport à une autre. Dans le cas du sport et de la biomécanique de l'exercice, ces variables sont souvent le déplacement, la vitesse et l'accélération, variant en fonction du temps. L'étude biomécanique du mouvement humain nécessite de comprendre les relations entre les changements de ces variables. Comme déjà souligné dans cet ouvrage, on montre que la **vitesse moyenne** de n'importe quel objet en mouvement est donnée par la **variation de sa position (déplacement) divisée par le temps** nécessaire au mouvement. En appelant s la position et t le temps, la vitesse moyenne (v) entre les instants t_1 et t_2 est déterminée par l'équation suivante :

$$v = \frac{(s_2 - s_1)}{(t_2 - t_1)} \text{ ou } \frac{\Delta s}{\Delta t}$$

La lettre grecque delta majuscule (Δ) est utilisée pour exprimer la variation d'une variable.

La vitesse moyenne est aussi appelée le « taux de variation du déplacement ». Souvenez-vous que la vitesse est une quantité vectorielle et qu'ainsi cette équation donne la vitesse moyenne selon une direction spécifique ; si la direction n'est pas spécifiée ou n'est pas primordiale dans l'étude de la situation, alors l'équation ci-dessus est appelée **vitesse moyenne**. De même, l'accélération moyenne (a), ou encore le taux de variation de la vitesse entre les instants t_1 et t_2 peuvent être obtenus par l'équation suivante :

$$a = \frac{(v_2 - v_1)}{(t_2 - t_1)} \text{ ou } \frac{\Delta v}{\Delta t}$$

En revenant au calcul de la vitesse, la *Figure A4.1a* représente graphiquement le changement de position (déplacement) d'un objet en fonction du temps. D'après cette figure, il est possible d'observer que l'équation donnant la vitesse moyenne entre s_1 et s_2 est, en fait, la même équation que celle donnant la **pente** ou le **gradient** de la courbe entre les points A et B qui correspondent respectivement aux instants t_1 et t_2 . De même, le **gradient** de la courbe entre les points C et D sera la **vitesse moyenne** de l'objet durant un court intervalle de temps (δt). La lettre grecque delta minuscule (δ) est utilisée pour représenter une faible variation, en l'occurrence un court intervalle de temps. Les mêmes relations existeraient aussi pour obtenir l'accélération moyenne à partir d'un graphique de la vitesse en fonction du temps.

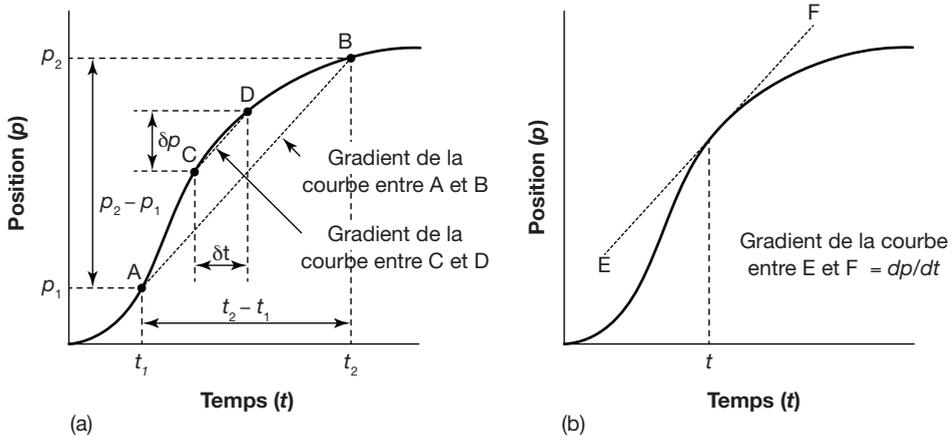


Figure A4.1: Une illustration de comment le gradient (la pente) entre deux points devient la tangente à la courbe lorsque l'intervalle de temps entre les deux points tend vers zéro.

Connaître la vitesse ou l'accélération moyenne d'un objet en mouvement n'offre en général qu'un intérêt limité. La vitesse instantanée de l'objet en un point précis est souvent plus intéressante; on l'appelle la **vitesse instantanée** ou **accélération** . Quand l'intervalle de temps se réduit, la valeur moyenne tend vers la valeur instantanée. Ceci est démontré pour la vitesse dans la *Figure A4.1a*, où la droite CD devient **tangente** à la courbe à l'instant donné (droite EF de la *Figure A4.1b*). Mathématiquement, ceci est représenté par la vitesse instantanée (v) qui est la **dérivée du déplacement (ds) en fonction du temps (dt)** .

$$v = \frac{ds}{dt}$$

Un raisonnement similaire sur la courbe représentant la vitesse en fonction du temps démontre que l' **accélération instantanée** correspond au gradient de la tangente à la courbe à un instant donné. Ainsi, l'accélération instantanée a est la **dérivée de la vitesse (dv) en fonction du temps (dt)** . Algébriquement, cela s'écrit :

$$a = \frac{dv}{dt}$$

Comme ce terme contient la vitesse, qui est elle-même le taux de variation du déplacement en fonction du temps, l'accélération est la **dérivée seconde du déplacement** par rapport au temps.

Interprétation des graphiques cinématiques

Dans la *Figure A4.1a* le déplacement, et donc la vitesse moyenne entre les instants t_1 et t_2 , seront positifs parce que s_2 est plus grand que s_1 , et donc la soustraction de s_1 à s_2 aura un résultat positif. Dans cet exemple, le **signe du gradient** de la droite entre A et B est **positif**, et le gradient de la tangente à la courbe dans la *Figure A4.1b* est aussi positif. Un tel exemple pourrait être celui d'un 100 mètres.

Considérons maintenant la *Figure A4.2*. Ici, s_2 est plus petit que s_1 , la soustraction de s_1 à s_2 produira un déplacement négatif et une vitesse négative. De même, la droite entre les points A et B et la tangente à la courbe CD auront un **gradient négatif**. Comme le déplacement et la vitesse sont des quantités vectorielles, leurs signes nous indiquent la direction du mouvement. Dans la *Figure A4.1*, l'objet s'éloigne du point d'origine (son déplacement et sa vitesse sont positifs). Dans la *Figure A4.2* au contraire, l'objet se rapproche de l'origine, et son déplacement et sa vitesse sont négatifs. Plus important encore, le signe négatif nous indique que l'objet est maintenant en train de bouger dans la direction opposée.

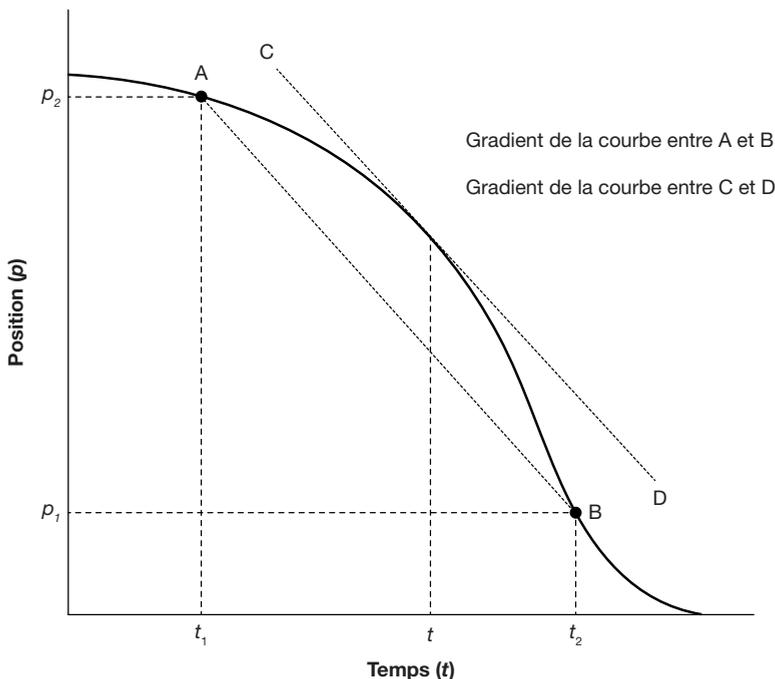


Figure A4.2: Exemple d'un gradient négatif et d'une tangente négative.

Au cours d'un sprint de 100 m, l'athlète est en permanence en mouvement pour s'éloigner du point de départ, son déplacement et sa vitesse sont positifs. Lorsque le gradient de la courbe de la vitesse en fonction du temps est positif, l'accélération est positive (la vitesse augmente). À l'inverse, lorsque le gradient de la courbe de vitesse en fonction du temps est négatif, l'accélération est négative (la vitesse diminue). Cependant, lorsqu'un objet bouge dans deux directions (par exemple avant/arrière ou haut/bas), l'accélération doit être interprétée avec précision. La *Figure A4.3* représente un saut vertical debout; pendant la phase A, la personne bouge vers le bas (déplacement et vitesse négatifs) et son accélération est aussi négative. Ainsi, elle est en train d'accélérer dans la direction vers le bas au début du contre-mouvement. Pendant la phase B, elle est toujours en mouvement vers le bas (déplacement et vitesse négatifs), mais l'accélération est maintenant positive. Cela signifie qu'elle est en train de décélérer ou de ralentir dans la direction négative ou vers le bas. Dans la phase C, elle a déjà atteint le bas de son contre-mouvement et est maintenant en mouvement vers le haut (déplacement et vitesse positifs). Cela est possible grâce à l'accélération qui reste positive, qui entraîne de plus l'augmentation de la vitesse positive. Enfin, dans la courte phase D qui se déroule jusqu'à ce que ses pieds quittent le sol, l'accélération redevient négative, ou vers le bas. Alors que le déplacement et la vitesse restent positifs, l'effet de cette accélération négative est de ralentir le mouvement du corps qui continue à se déplacer verticalement.

Dans cet exemple de saut vertical debout, lorsque le gradient de la courbe du déplacement en fonction du temps est positif, la vitesse est positive, et *vice versa*. De même, lorsque le gradient de la courbe de la vitesse en fonction du temps est négatif, alors l'accélération est négative, et *vice versa*.

Souvent, lorsque l'on représente graphiquement le déplacement d'un corps en fonction du temps, on peut observer des points de déplacement **maximum local** (point A, *Figure A4.4a*) ou **minimum local** (point B, *Figure A4.4a*) locaux. En ces points, le gradient de la courbe n'est ni positif ni négatif, parce que la tangente est horizontale. La vitesse en ces points est nulle. De même, dans la courbe de vitesse en fonction du temps, les maxima et minima locaux représentent les instants où l'accélération est nulle.

Les **points d'inflexion** sont les points où la courbe passe de convexe à concave (point C, *Figure A4.4b*) ou de concave à convexe (point D, *Figure A4.4b*). Le gradient atteint des valeurs maximales ou minimales en ces points: ils représentent donc les vitesses maximales et minimales dans un graphique du déplacement en fonction du temps. Suivant le même raisonnement, les points d'inflexion d'un graphique de vitesse en fonction du temps indiquent les points où l'accélération locale est maximale ou minimale.

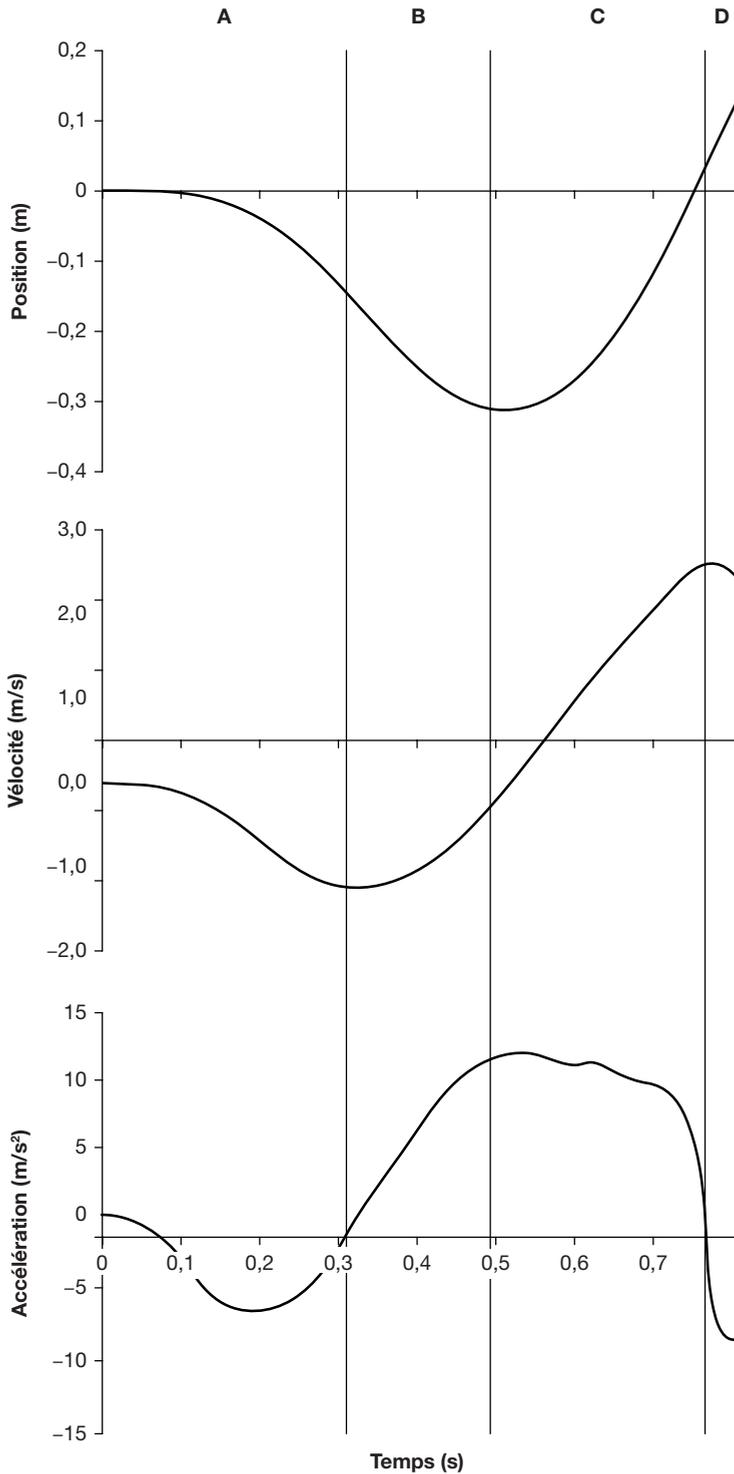


Figure A4.3: Profils de position, vitesse et accélération du centre de gravité, lors d'un saut vertical.

BIOMÉCANIQUE DU SPORT ET DE L'EXERCICE

Le corps humain est soumis à d'importantes contraintes quelle que soit la pratique sportive : comprendre les mécanismes de fonctionnement des muscles et des articulations pendant l'exercice est indispensable à la performance ainsi que pour la prévention des blessures.

Ce livre propose une approche progressive de l'ensemble des sujets fondamentaux de la motricité humaine et de ses applications au sport et à l'exercice. Elle est particulièrement adaptée aux étudiants et aux enseignants en STAPS et en kiné. Sont abordées successivement :

- les notions de base de la biomécanique (cinématique et cinétique du mouvement linéaire, angulaire et des forces articulaires et musculaires) ;
- les notions avancées (la conservation de l'énergie, les impacts et les propriétés mécaniques des matériaux, etc.) ;
- l'application des principes biomécaniques à différentes activités sportives (marche, course, saut, etc.), aux mécanismes de blessures et équipements sportifs ;
- les différentes techniques de mesure et d'analyse utilisées en biomécanique.

Le vocabulaire propre à cette discipline est clairement expliqué tout au long de l'ouvrage, permettant d'assimiler progressivement les principes mécaniques du mouvement.

Cette seconde édition a été mise à jour et augmentée de nombreux exemples d'applications aux solutions détaillées, de résumés de chapitres et des principales notions clés.

PUBLIC

Étudiants et enseignants en STAPS
et en IFMK

LA TRADUCTRICE

Ancienne élève de l'École des Mines de Paris, Clara Herer est haut fonctionnaire engagée dans la transition énergétique. Formée selon un cursus approfondi en sciences physiques et mathématiques, elle a aussi acquis une maîtrise parfaite de l'anglais. Elle utilise aujourd'hui ses connaissances et compétences au service des athlètes et managers qu'elle coach.

ISBN : 978-2-8073-3117-4



9 782807 331174

deboeck **B**
SUPÉRIEUR

www.deboecksuperieur.com