

Université de Montréal

Appréciation des modèles courants  
de l'exercice intermittent

*Par*

Jérémy Briand

École de kinésiologie et des sciences de l'activité physique

Faculté de médecine

Mémoire présenté en vue de l'obtention du grade de Maîtrise

en Sciences de l'activité physique

Novembre 2022

© Jérémy Briand, 2022

Université de Montréal

Faculté de médecine, École de kinésiologie et des sciences de l'activité physique

---

*Ce mémoire intitulé*

**Appréciation des modèles courants  
de l'exercice intermittent**

*Présenté par*

**Jérémy Briand**

*A été évalué par un jury composé des personnes suivantes*

**Isabelle Doré**

Présidente-rapporteuse

**Jonathan Tremblay**

Directeur de recherche

**Guy Thibault**

Co-directeur

**Laurent Bosquet**

Membre du jury

## Résumé

Dans plusieurs activités physiques, l'exercice n'est pas continu, mais intermittent : il comprend un enchaînement de fractions d'exercice à des intensités variées, certaines plus élevées que d'autres. Dans l'entraînement planifié, on retrouve ce type d'exercice sous la forme de l'entraînement par intervalles (EPI), qui est une approche efficace et économe en temps, très populaire dans les milieux sportifs depuis plus d'un siècle, et dans les milieux cliniques depuis plus d'une vingtaine d'années. Des modèles sont disponibles permettant de prédire les performances lors de l'exercice continu (sans variation d'intensité) sur des durées variées. La validité écologique de certains modèles de l'exercice continu a été rapportée, montrant leur capacité à s'appliquer aux situations observées sur le terrain. Ce n'est toutefois pas le cas pour l'exercice intermittent, qui comporte plusieurs paramètres pouvant être modifiés, et menant à une grande variation des réponses individuelles. L'objectif du mémoire est de comparer les principaux modèles de l'exercice intermittent et déterminer leurs forces et leurs faiblesses, les construits sur lesquels ils sont fondés, et leur applicabilité dans diverses activités physiques. Il s'agit aussi de revoir l'évolution des modèles de l'exercice continu pour mieux comprendre les éléments à considérer pour améliorer la validité de la modélisation de l'exercice intermittent. Face au manque de données de qualité permettant de comparer un ensemble de séances d'EPI de même degré de difficulté, le mémoire présente une étude qui procède par simulations pour identifier les principales limites des modèles de l'exercice intermittent inclus dans des applications commerciales, soit les modèles de Coggan et de Skiba. L'étude révèle les limites de ces modèles quant à la prescription de séances comprenant un faible nombre de répétitions effectuées à intensité supramaximale, entrecoupées de longues périodes de récupération. Les principaux modèles de l'exercice intermittent présentent des limites restreignant leur utilisation généralisée. Pour que la modélisation de l'exercice intermittent évolue vers des modèles plus valides, permettant d'améliorer la compréhension des phénomènes physiologiques en jeu, il est crucial de confronter les modèles à un ensemble robuste de données comparables de l'exercice intermittent. Le mémoire dresse un portrait détaillé des modèles de l'exercice continu et

intermittent, fait état de leur évolution au fil du temps, et propose des éléments pour guider la suite des travaux de modélisation. Enfin, le mémoire identifie les limites des modèles de courants de l'exercice intermittent, présente des recommandations aux intervenants sportifs pour favoriser la bonne utilisation de ceux-ci, en plus de fournir une modification du modèle de Coggan qui diminue les limites de celui-ci.

**Mots-clés** : modélisation, puissance critique, réserve anaérobie, charge d'entraînement

## Abstract

In many physical activities, exercise is not continuous, but intermittent: it involves a sequence of exercise fractions at varying intensities, some higher than others. In planned training, this type of exercise is found in the form of high intensity interval training (HIIT), which is an effective and time-efficient approach that has been popular in high-performance sports over the last century, and in clinical settings for the past twenty years. Models are available to predict performance during continuous exercise (without intensity variation) over various durations. The ecological validity of some continuous exercise models has been reported. However, this is not the case for intermittent exercise, which has several parameters that can be modified, leading to a large variation in individual responses. The purpose of this master's thesis is to compare the major models of intermittent exercise and determine their strengths and weaknesses, the constructs on which they are based, and their applicability to various physical activities. The master's thesis also reviews the evolution of continuous exercise models to better understand the elements that need to be considered to improve the validity of intermittent exercise modelling. Due to the lack of quality data to compare a set of HIIT sessions of the same degree of difficulty, the thesis presents a study that uses simulations to identify the main limitations of the intermittent exercise models included in commercial applications, i.e., the Coggan and Skiba models. The study reveals the limitations of these models in prescribing sessions with a low number of repetitions performed at supramaximal intensity, interspersed with long recovery periods. The main intermittent exercise models have limitations that restrict their widespread use. In order for intermittent exercise modelling to evolve into more valid models that improve understanding of the physiological phenomena involved, it is crucial that the models be tested against a robust set of comparable intermittent exercise data. The thesis draws a detailed portrait of the continuous and intermittent exercise models, accounts for their evolution over time, and provides elements to guide future exercise modelling. Finally, the thesis identifies the limits of the current intermittent exercise models, makes recommendations to sports practitioners to promote their good use, and proposes a modification to the Coggan model that reduces its limitations.

**Key words:** modelling, critical power, anaerobic reserve, training load

# Table des matières

Résumé .....	2
Abstract.....	4
Table des matières.....	6
Liste des tableaux .....	9
Liste des figures .....	10
Liste des sigles et abréviations.....	11
Remerciements.....	15
Introduction .....	16
Chapitre 1 – L’EPI et ses différentes formes .....	20
1.1 Structure d’une séance d’EPI .....	20
1.2 Principe général et intuition .....	21
1.3 Accumuler plus de temps à intensité cible .....	25
1.4 La complexité et la spécificité des adaptations.....	26
1.5 Pourquoi modéliser l’EPI ? .....	28
Chapitre 2 – Modèles de l’exercice continu.....	30
2.1 Modélisation .....	31
2.2 Modèles empiriques .....	32
2.2.1 Modèle de Kennelly .....	32
2.2.2 Modèle de puissance critique .....	33
2.3 Variations du modèle de puissance critique.....	37
2.3.1 Principes sous-jacents au concept de puissance critique .....	37
2.3.2 Modèle à trois paramètres de Morton .....	40

2.3.3	Modèle OmPD de Puchowicz .....	41
2.4	Modèles physiologiques .....	42
2.4.1	Modèle de Lloyd.....	42
2.4.2	Modèle de Ward-Smith.....	44
2.4.3	Modèle de Péronnet et Thibault.....	45
2.4.4	Modèle d’Emig .....	47
2.5	Évolution des modèles de l’exercice continu.....	48
Chapitre 3 – Modèles de l’exercice intermittent .....		51
3.1	Modèles empiriques .....	51
3.1.1	Modèle de Purdy.....	51
3.1.2	Modèle graphique de Thibault.....	54
3.2	Modèles basés sur le concept de puissance critique .....	57
3.2.1	Modèle de Morton et Billat .....	57
3.2.2	Modèle de Skiba.....	59
3.3	Modèles basés sur la charge d’entraînement.....	63
3.3.1	Charge d’entraînement.....	63
3.3.2	Modèle de Coggan .....	64
3.3.3	Modèle de Hayes .....	65
3.4	Modèles hydrauliques.....	67
3.4.1	Modèle de Margaria .....	67
3.4.2	Modèle de Margaria-Morton.....	69
3.4.3	Modèle de Sundström .....	71
3.4.4	Modèle de Weigend.....	72
3.4.5	Modèle d’Eriksson.....	74

3.5 Tableau comparatif des modèles de l'exercice intermittent .....	76
Chapitre 4 – Limites des modèles populaires de l'exercice intermittent.....	78
Can Popular High-Intensity Interval Training (HIIT) Models Lead to Impossible Training Sessions? .....	80
Résumé .....	80
Abstract.....	81
1. Introduction .....	82
2. Materials and Methods.....	86
3. Results.....	90
4. Discussion .....	94
5. Conclusions .....	101
References .....	102
Chapitre 5 – Discussion générale .....	107
5.1 Limites des modèles actuels de l'exercice intermittent.....	107
5.1.1 Limites des modèles empiriques.....	107
5.1.2 Limites des modèles au cœur d'applications commerciales.....	110
5.2 Au-delà de la puissance critique : l'évolution de la modélisation.....	112
5.3 L'étude des cas extrêmes.....	115
5.4 Progression de la modélisation de l'exercice intermittent .....	116
5.5 Applications scientifiques et pratiques du mémoire .....	118
5.6 Conclusion.....	120
Références bibliographiques .....	122
Annexe .....	137

## Liste des tableaux

Tableau 1. Effet du repos passif sur le temps accumulé à intensité I. ....	22
Tableau 2. Effet de l'intensité des périodes de repos actif sur le temps accumulé à intensité I. .	24
Tableau 3. Effet de la durée des périodes de repos actif sur le temps accumulé à intensité I.....	24
Tableau 4. Comparaison des principaux modèles de l'exercice intermittent.....	76

## Liste des figures

Figure 1. Les neuf principaux paramètres composant une séance d'EPI .....	21
Figure 2. Représentation du modèle de puissance critique.....	35
Figure 3. Évolution des principaux modèles de l'exercice continu .....	49
Figure 4. Exemple d'utilisation des tables de pointages et d'entraînement de Purdy (2002) .....	53
Figure 5. Le modèle graphique de Thibault (2003).....	56
Figure 6. Le modèle de Morton et Billat (2004).....	59
Figure 7. Le modèle hydraulique de Margaria tiré de la revue de Morton (2006). .....	68
Figure 8. Le modèle hydraulique de Margaria-Morton (Morton 2006).....	70
Figure 9. Le modèle hydraulique simplifié de par Weigend (2021). .....	73
Figure 10. Le modèle hydraulique d'Eriksson (2016).....	75
Figure 11. Pourcentage de distance accumulée à intensité cible pour différentes séances du modèle de Purdy (2002) .....	108
Figure 12. Comparaison des modèles de l'exercice continu par rapport aux records du monde en athlétisme .....	113

## Liste des sigles et abréviations

*A* : Quantité totale d'énergie anaérobie disponible pour l'athlète

*AnA* : Réserve d'énergie anaérobie alactique du modèle hydraulique de Margaria-Morton (1990)

*AnL* : Réserve d'énergie anaérobie lactique du modèle hydraulique de Margaria-Morton (1990)

BMR : Puissance requise pour le fonctionnement du métabolisme basal au repos

CP : Puissance critique (Monod et Scherrer 1965)

D : distance parcourue

$D_{CP}$  : Différence entre la puissance de travail et la CP selon le modèle de Skiba (2012)

DR : Degré de difficulté d'une séance d'entraînement, tel que défini par le modèle de Coggan modifié

EPI : Entraînement par intervalles

FTP : Puissance record d'un cycliste sur un exercice continu d'une durée de 1 h. Désigne le terme anglais « Functional Threshold Power » (Allen, Coggan et McGregor 2019).

*L* : Réserve d'énergie lactique du modèle hydraulique de Margaria (1976)

*O* : Réserve d'énergie aérobie du modèle hydraulique de Margaria (1976)

*P* : Réserve d'énergie anaérobie alactique du modèle hydraulique de Margaria (1976)

PAM : Puissance aérobie maximale

$P(t)$  : Puissance pouvant être produite par un athlète sur une durée  $t$ , telle que prédit par un modèle de l'exercice continu

$P_{aer}$  : Contribution aérobie de la puissance,  $P(t)$ , pouvant être produite par un athlète sur un exercice de durée  $t$

$P_{an}$  : Contribution anaérobie de la puissance,  $P(t)$ , pouvant être produite par un athlète sur un exercice de durée  $t$

$P_{max}$  : Puissance record d'un athlète (en continu) sur la durée  $T$  d'une séance

$P_N$  : Puissance normalisée (Allen, Coggan et McGregor, 2019)

$P_{pic}$  : Puissance maximale instantanée

$P_R$  : Puissances de travail inférieures à la puissance critique (CP) selon le modèle de Morton et Billat (2004)

$P_W$  : Puissances de travail supérieures à la puissance critique (CP) selon le modèle de Morton et Billat (2004)

$S(t)$  : Quantité d'énergie anaérobie disponible pour un athlète selon la durée  $t$  d'un exercice

SIT : Entraînement par intervalles comportant des sprints répétés. Désigne le terme anglais « Sprint Interval Training ».

$T$  : Durée totale d'une séance d'entraînement

$t$  : Durée d'une période d'exercice

$TC P_{max}$  : Temps limite sur lequel la CP peut être maintenue. Corresponds à une durée d'environ 30 min (Puchowicz, Baker et Clarke, 2020)

$T_{PAM}$  : Durée correspondant à l'atteinte de la puissance aérobie maximale

$T_R$  : Temps accumulé à des puissances de repos ( $P_R$ ) selon le modèle de Morton et Billat (2004)

$T_W$  : Temps accumulé à des puissances de travail ( $P_W$ ) selon le modèle de Morton et Billat (2004)

TRIMP : Mesure de charge d'entraînement proposée par le modèle de Hayes (2009)

$TRIMP_{max}$  : Charge d'entraînement maximale, selon le modèle de Hayes (2009), pouvant être atteinte par un athlète sur une séance de durée  $T$

TSS : Mesure de charge d'entraînement proposée par le modèle de Coggan (2019). Désigne le terme anglais « Training Stress Score »

$TSS_{max}$  : Charge d'entraînement maximale, selon le modèle de Coggan (2019), pouvant être atteinte par un athlète sur une séance de durée T

v : Vitesse

VAM : Vitesse aérobie maximale

W : Quantité d'énergie dépensée par un athlète, sous forme de travail, durant un exercice

W' : Réserve d'énergie anaérobie. La littérature fait aussi référence au terme AWC, soit un acronyme du terme anglais « Anaerobic Work Reserve », pour désigner cette même réserve

$W'_{bal}$  : Quantité d'énergie inépuisée dans la réserve totale qu'est le W'

$W'_{exp}$  : Quantité de W' dépensée dans la réserve totale qu'est le W'

$\tau_{W'}$  : Constante de récupération du W' selon le modèle de Skiba (2012)

s : Seconde

m : Mètre

W : Watt

J : Joule

etc. : Etcetera

ex : Exemple

min : Minute

*À Jean-François Vargas.*

*Tu m'as montré à aller au bout des choses  
et à garder le sourire jusqu'à la toute fin.*

*Repose en paix mon ami.*

## Remerciements

Ce mémoire n'aurait pu être possible sans la contribution financière de l'Institut national du sport du Québec. Les projets qui ont touché de près ou de loin au mémoire ont été financés par le « Programme de recherche, d'innovation et de diffusion de l'information » (PRIDI) et les projets synergiques, en partenariat avec la Fédération québécoise des sports cyclistes. De plus, l'octroi de la Bourse en intelligence artificielle de la Faculté de médecine de l'Université de Montréal a grandement facilité mon travail de rédaction du mémoire. Je tiens finalement à remercier mon directeur, Jonathan Tremblay, et mon co-directeur Guy Thibault, pour leurs précieux conseils, ainsi que les professeurs de l'École de kinésiologie et des sciences de l'activité physique de l'Université de Montréal, qui ont su implanter un milieu propice à l'apprentissage et au dépassement de soi. Bien que ce mémoire se veuille une contribution scientifique modeste, celle-ci n'aurait pu être possible sans l'aide des différents partis nommés précédemment. Je tiens à leur adresser mes salutations et mes plus sincères remerciements.

## Introduction

L'entraînement sportif repose sur une répétition d'exercices induisant un stress sur le corps humain (Smith 2003). Ces exercices sont généralement propres à la tâche qu'un athlète vise à accomplir. Le stress imposé au corps par l'entraînement vient perturber l'homéostasie. Lorsque le stress est bien planifié et dosé, le corps s'adapte graduellement aux perturbations, ce qui s'accompagne d'une surcompensation. À terme, le processus d'entraînement permet d'automatiser les schémas moteurs qui régissent certaines tâches et d'améliorer les structures physiques et les fonctions physiologiques et psychologiques de l'athlète, lui permettant de réaliser de meilleures performances (Selye 1950; Smith 2003).

La quantité de stress imposée au corps lors d'une séance varie surtout selon la durée et l'intensité de l'exercice (Smith 2003). L'entraînement par intervalles (EPI) est une méthode d'entraînement où, au cours d'une même séance, on alterne de façon systématique ou non des périodes d'intensité élevée et des périodes de récupération active ou passive. Par sa structure, l'EPI permet d'imposer un stress plus ciblé au corps humain, et d'accumuler plus de temps à une intensité cible que lors d'un exercice continu. Ce faisant, l'EPI induit des adaptations parfois équivalentes (pour certaines adaptations particulières) pour un travail moindre que l'entraînement en continu (Buchheit et Laursen 2013a; MacInnis et Gibala 2017; Gibala et McGee 2008; Gibala et MacInnis 2022).

Fractionner l'entraînement pour maximiser les adaptations n'est pas nouveau. Au 18<sup>e</sup> siècle, Jacques de Solleysel (1723) disait déjà avoir développé une méthode d'entraînement pour permettre à ses chevaux d'atteindre un niveau de performance souhaité. Cette méthode consistait à « fractionner les exercices pénibles et à procéder à une gradation des améliorations ». Les athlètes d'élite misent sur l'EPI pour améliorer leurs performances depuis plus d'un siècle (Billat 2001). En 1912, Hans Kolehmainen faisait déjà des séances comprenant 5 à 10 répétitions à l'allure spécifique qu'il cherchait à maintenir sur 10 000 m (Billat 2001).

Plus récemment, l'EPI a gagné en popularité auprès de la population sportive en général, ainsi que dans les milieux cliniques et de la mise en forme. En raison de ses nombreuses variations

de rythme au cours d'une même séance, l'EPI est plus agréable que l'exercice continu aux yeux des participants, ce qui en fait une formule d'entraînement de choix pour favoriser l'adhésion à un programme d'activité physique (Coyle 2005; Gillen et al. 2016; Baar 2006). Parce que cette méthode permet d'obtenir des adaptations physiologiques significatives en peu de temps et avec un travail moindre (MacInnis et Gibala 2017; Gibala et Little 2020; Gibala et al. 2006, 2012; Gibala et MacInnis 2022), l'EPI est utilisé en prévention et en traitement de maladies chroniques, comme l'obésité, le diabète, les maladies cardiovasculaires et les cancers (Karlsen et al. 2017; Weston, Wisløff, et Coombes 2014; Steele et al. 2021).

Plusieurs équipes de recherche se sont penchées sur des séances génériques d'EPI pour mieux comprendre les processus physiologiques survenant lors d'exercices intermittents (Michalik et al. 2018; Haddad et al. 2014; Collins et al. 2000; Burgomaster et al. 2008; MacInnis et Gibala 2017; Atakan et al. 2021; Billat 2001; Wen et al. 2019; Rosenblat, Granata, et Thomas 2022). Ces études indiquent que l'EPI est une méthode efficace, peu importe le niveau de performance du participant. Cependant, la structure même de l'EPI est complexe. En effet, une séance d'EPI se décompose en au moins neuf paramètres pouvant varier. Il existe donc une infinité de séances d'EPI qui peuvent être élaborées en faisant varier ces différents paramètres. En étudiant des séances d'EPI génériques, les scientifiques cherchant à comprendre les processus physiologiques derrière l'exercice intermittent n'ont exploré qu'un petit nombre de l'ensemble infini de possibilités de séances d'EPI pouvant être élaborées (Billat 2001; Buchheit et Laursen 2013a). D'autre part, le choix des paramètres composant une séance d'EPI influe grandement sur son degré de difficulté et les adaptations qui en découlent. Par exemple, une séance composée de longs exercices de plusieurs minutes, effectués à un pourcentage élevé de la consommation maximale d'oxygène ( $VO_2\text{max}$ ), peut s'avérer facile à réaliser, et efficace, pour un spécialiste du marathon, tout en étant irréalisable pour un coureur de sprint se spécialisant sur des exercices de moins de 400 m. Ainsi, pour que l'EPI demeure une méthode d'entraînement efficace, il est essentiel que les paramètres de la séance soient choisis de sorte que le degré de difficulté de la séance soit adapté aux besoins, aux caractéristiques et aux objectifs du participant. En raison du nombre élevé de paramètres à prendre en considération, la prescription de séances d'EPI est une tâche ardue pour les intervenants du milieu sportif. Pour faciliter la prescription de

séances d'EPI, il existe des modèles mathématiques de l'exercice intermittent, qui permettent de quantifier comment le choix des différents paramètres et leur interaction influent sur le degré de difficulté de la séance d'EPI, ce qui permet de fixer ceux-ci selon les objectifs souhaités.

Dans ce mémoire, il s'agira dans un premier temps d'effectuer une revue de la littérature sur l'EPI et sa modélisation. Un premier chapitre décrit les paramètres qui composent une séance d'EPI, présente qualitativement et intuitivement l'influence entre ceux-ci, en plus de fournir des explications pouvant justifier l'efficacité de l'EPI par rapport à l'entraînement plus traditionnel, et plus simple, effectué en continu. Un certain nombre de modèles de l'exercice continu (intensité constante tout au long de la séance) ont été proposés. Parmi ceux-ci, certains présentent une validité écologique et peuvent s'appliquer pour prédire les performances sur des exercices continus (Scott et Fontaine 2013). Lorsqu'on utilise des données d'exercices recueillies sur le terrain, celles-ci sont nécessairement associées à des co-variables, qui peuvent créer de la confusion. La motivation et le niveau d'effort fourni sont des exemples de co-variables qui introduisent de la confusion. Pour analyser l'effet de modifier certains paramètres sur la performance, il faut ajuster pour ces co-variables. L'utilisation des records du monde, en athlétisme, ou des profils de puissances records selon la durée, en cyclisme (Valenzuela et al. 2022), permet de présupposer que la motivation et le niveau d'effort fournis sont contrôlés et maximaux. Ce type de données a donc facilité la conception et la validation des modèles de l'exercice continu. L'exercice continu n'étant après tout qu'un cas particulier de l'exercice intermittent où il n'y a qu'une seule répétition, les modèles de l'exercice intermittent sont souvent inspirés ou basés en partie sur des modèles de l'exercice continu. Le deuxième chapitre du mémoire étudie l'évolution des différents modèles de l'exercice continu. Cette étape met en perspective les éléments à tenir en compte pour élaborer un modèle valide et fonctionnel pour prédire les performances d'un participant selon ses caractéristiques, peu importe le type d'exercice, qu'il soit continu ou intermittent. Un troisième chapitre explore les principaux modèles de l'exercice intermittent, tout en expliquant leur évolution, leurs forces, leurs faiblesses, et en décrivant comment ceux-ci peuvent assister la prescription de séances d'EPI.

Contrairement à l'exercice continu, le manque de données de qualité pour l'exercice intermittent complique à la fois la conception et la validation de modèles de l'exercice

intermittent. Le présent mémoire présente une étude originale qui permet de comparer et de faire ressortir certaines limites des deux principaux modèles de l'exercice intermittent au cœur d'applications commerciales populaires, soit les modèles de Coggan (2019) et de Skiba (Skiba et al. 2012 ; Skiba et al. 2015 ; Skiba et Clarke, 2021). L'étude procède par simulations et montre que ces modèles peuvent mener à des séances qui sont impossibles à réaliser. Ces séances impossibles découlent du fait que les modèles requièrent que l'athlète surpasse ses performances records sur les fractions d'exercice à haute intensité pour arriver à épuisement (selon les critères de degré de difficulté des deux modèles) à la fin des séances. Cette analyse permet de répondre aux questions suivantes : est-ce que les modèles actuels, couramment utilisés sur le terrain, permettent de correctement assister la prescription et l'analyse de séances d'EPI ? Quelles sont les limites des modèles actuels et de quoi découlent-elles ? Enfin, on évoque plus en détail des éléments à prendre en considération pour développer un modèle de l'exercice intermittent qui puisse répondre aux besoins des milieux sportifs, de la mise en forme et cliniques.

Le premier objectif du mémoire est de dresser un portrait complet des modèles de l'exercice intermittent. La revue de littérature porte d'abord sur les modèles de l'exercice continu, car ils constituent le fondement de certains modèles de l'exercice intermittent. Cette revue permet notamment d'identifier les éléments qui ont permis à certains modèles de l'exercice continu d'atteindre un degré de précision remarquable, soit moins de 1 % d'erreur lorsqu'appliqués aux records du monde en course à pied (Leo et al. 2022). Dans une deuxième partie, on décrit et compare les principaux modèles de l'exercice intermittent, leurs forces, leurs faiblesses, leurs limites et leur champ d'application. Parmi les modèles de l'exercice intermittent, deux en particulier sont très populaires et utilisés dans des applications commerciales. Il s'agit des modèles de Skiba (Skiba et Clarke 2021; Skiba et al. 2012, 2015) et de Coggan (Allen, Coggan, et McGregor 2019). Le deuxième objectif du mémoire est d'identifier les limites de ces deux modèles, pour mieux guider leur utilisation par les intervenants sportifs. Enfin, le dernier objectif du mémoire est de présenter des pistes de solution pour élaborer un modèle plus valide de l'exercice intermittent.

# Chapitre 1 – L’EPI et ses différentes formes

L’EPI, par définition, alterne, de façon plus ou moins structurée, des périodes d’exercice à haute intensité et de récupération à intensité faible ou nulle (repos passif). Dans un premier temps, il importe de définir les différents paramètres qui peuvent être modulés dans une séance d’EPI et de cerner qualitativement leurs interactions et leurs impacts sur le degré de difficulté de la séance. Ceci permettra de mieux comprendre en quoi l’EPI est une méthode d’entraînement efficace, et pourquoi la modélisation de l’exercice intermittent peut faciliter la prescription et l’analyse de séances d’EPI.

## 1.1 Structure d’une séance d’EPI

La Figure 1 présente les neuf principaux paramètres pouvant varier lors d’une séance d’EPI. La variation d’intensité au cours d’une séance peut aussi se faire de façon désorganisée (ex. une séance de fartlek (Daniels 2013)), ou stochastique comme c’est souvent le cas lors de compétitions de sports d’endurance (Vanhatalo, Jones, et Burnley 2011; Skiba et Clarke 2021; Allen, Coggan, et McGregor 2019). La prochaine section permettra de mieux comprendre comment ces différents paramètres interagissent.

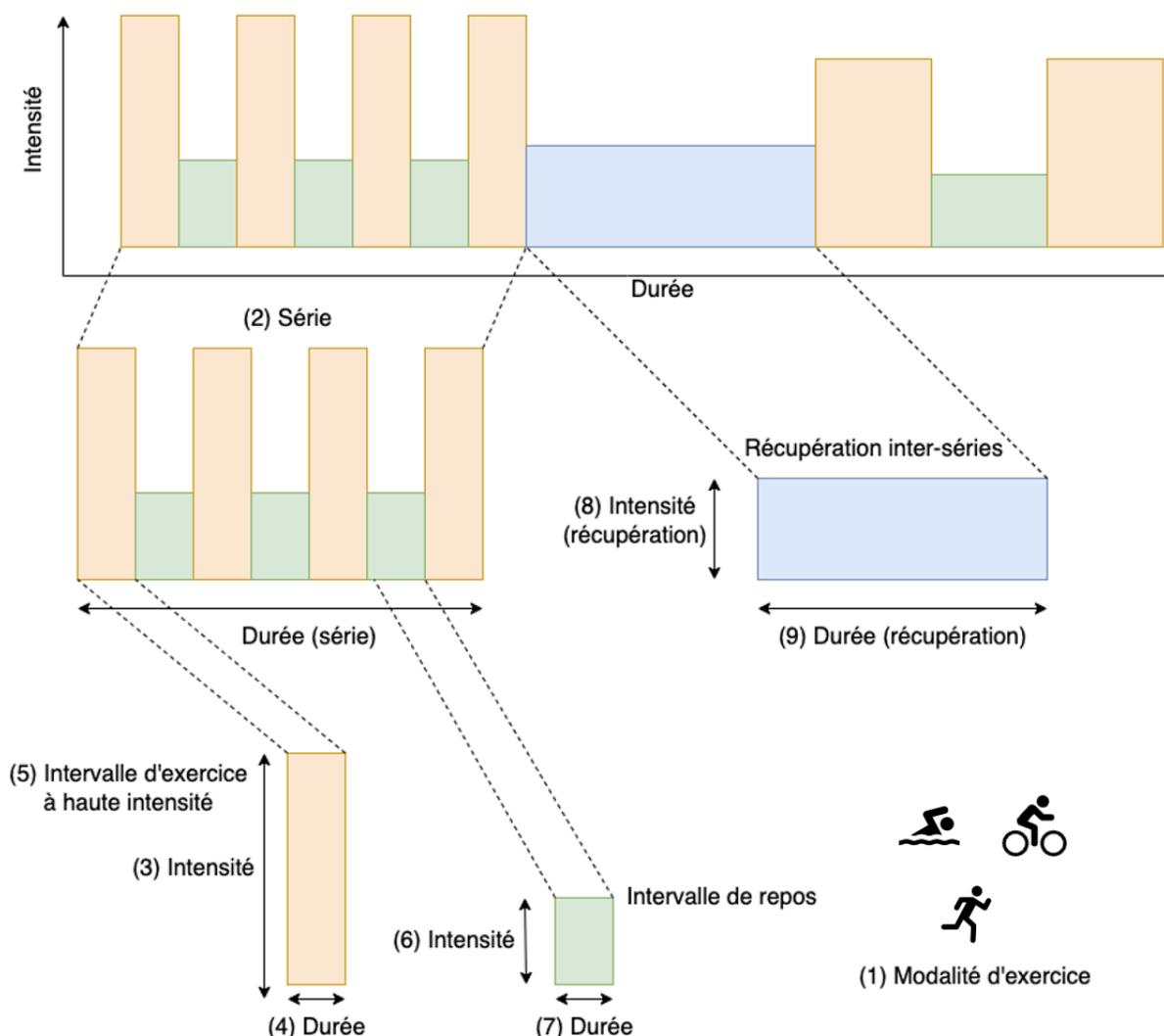


Figure 1. Les neuf principaux paramètres composant une séance d'EPI: (1) la modalité d'exercice, (2) le nombre de séries, (3) la durée (ou la distance) et (4) l'intensité des fractions d'exercice à haute intensité, (5) le nombre de répétitions par série, (6) la durée (ou la distance) et (7) l'intensité des périodes de repos entre les répétitions, (8) la durée (ou la distance) et (9) l'intensité des périodes de récupération entre les séries (Buchheit et Laursen 2013a).

## 1.2 Principe général et intuition

Tout d'abord, il importe de définir le concept d'épuisement, qui survient lors d'exercices maximaux, et qui sera fréquemment évoqué tout au long du mémoire. Nous définissons l'épuisement comme étant un phénomène, à l'exercice, lors duquel l'athlète perçoit un effort maximal et ne peut plus maintenir l'intensité qui lui est imposée. Il est alors contraint à réduire

significativement l'intensité de l'exercice. L'épuisement est entre autres lié à une accumulation de fatigue, découlant de processus physiologiques et psychologiques à l'exercice (Noakes 2000; Marcora 2019; Pageaux 2014; Smirmaul, Dantas, et Nakamura 2013; Allen et Westerblad 2001; Westerblad, Allen, et Lännergren 2002; Allen, Lamb, et Westerblad 2008).

En partant du principe qu'un athlète est capable de maintenir une intensité  $I$  sur un exercice maximal de durée  $T$ , le Tableau 1 décrit différents scénarios d'entraînement fractionné pour lesquels les fractions d'exercice sont effectuées à l'intensité  $I$  et les périodes de repos sont passives. Ces scénarios permettent de mieux saisir, de façon qualitative, comment la durée de la récupération influe sur le temps total accumulé à l'intensité  $I$ . Pour les scénarios comprenant plusieurs fractions d'exercice (scénarios 2 à 4), la durée des fractions d'exercice correspond à une fraction de la durée totale que l'athlète peut maintenir sur la durée  $T$ . Cette fraction est la même pour tous les scénarios fractionnés. Chaque scénario présenté dans le Tableau 1 correspond à un exercice maximal menant à épuisement.

Tableau 1. Effet du repos passif sur le temps accumulé à intensité  $I$ .

Scénario	Durée de chaque répétition d'exercice à intensité $I$	Durée ( $R_i$ ) des périodes de repos	Temps ( $T_i$ ) accumulé à intensité $I$
1. Exercice continu	$T$	Ne s'applique pas	$T$
2. Fractionné, repos passif (court)	$\frac{T}{n}$ où $n$ est un entier quelconque	$R_1$ où $R_1 > 0$	$T_1$ où $T_1 > T$
3. Fractionné, repos passif (moyen)	$\frac{T}{n}$	$R_2$ où $R_2 > R_1$	$T_2$ où $T_2 > T_1$
4. Fractionné, repos passif (long)	$\frac{T}{n}$	$R_3$ où $R_3 > R_2$	$T_3$ où $T_3 > T_2$

Le Tableau 1 montre, logiquement, qu'effectuer des fractions d'exercice à haute intensité entrecoupées de périodes de repos passif, plutôt que d'effectuer un exercice continu, permet d'accumuler plus de temps à une intensité  $I$ . Si les repos passifs sont très courts (ex. quelques secondes), le temps accumulé à l'intensité  $I$  sera très légèrement supérieur au temps ( $T$ ) accumulé lors d'un exercice continu. Inversement, si les périodes de repos passif sont très longues, le participant peut accumuler beaucoup plus de temps à intensité  $I$ . Dans un scénario extrême, où l'athlète prendrait plusieurs heures de repos passif entre chaque répétition, théoriquement il pourrait être en mesure de répéter à l'infini cet enchaînement de fractions d'exercice à intensité  $I$ .

Les périodes de repos peuvent aussi être actives plutôt que passives. Le Tableau 2 décrit différents scénarios comportant une variation de l'intensité des périodes de repos de même durée, alors que la Tableau 3 décrit des scénarios où l'intensité des périodes de repos actif demeure fixe, mais la durée de celles-ci varie. Dans les Tableaux 2 et 3, les durées de fractions d'exercice à intensité  $I$  ( $\frac{T}{n}$ ), de repos ( $R_1$ ) et le temps accumulé à intensité cible ( $T_1$ ) font référence aux valeurs présentées dans le Tableau 1.

Tableau 2. Effet de l'intensité des périodes de repos actif sur le temps accumulé à intensité  $I$ .

Scénario	Durée de chaque répétition d'exercice à intensité $I$	Intensité ( $E_i$ ) des périodes repos	Durée ( $R_i$ ) des périodes de repos	Temps ( $T_i$ ) accumulé à Intensité $I$
1. Exercice continu	$T$	Ne s'applique pas	Ne s'applique pas	$T$
2. Fractionné, repos actif intensité faible	$\frac{T}{n}$ où $n$ est un entier quelconque	$E_1$ où $0 < E_1 \ll I$	$R_1$	$T_4$ où $T < T_4 < T_1$
3. Fractionné, repos actif intensité moyenne	$\frac{T}{n}$	$E_2$ où $E_1 < E_2 < I$	$R_1$	$T$
4. Fractionné, repos actif intensité élevée	$\frac{T}{n}$	$E_3$ où $E_1 \ll E_3 < I$	$R_1$	$T_5$ où $T_5 < T$

Tableau 3. Effet de la durée des périodes de repos actif sur le temps accumulé à intensité  $I$

Scénario	Durée de chaque répétition d'exercice à intensité $I$	Intensité ( $E_i$ ) des périodes repos	Durée ( $R_i$ ) des périodes de repos	Temps ( $T_i$ ) accumulé à Intensité $I$
1. exercice continu	$T$	Ne s'applique pas	Ne s'applique pas	$T$
2. Fractionné, repos actif courte durée	$\frac{T}{n}$ où $n$ est un entier quelconque	$E_1$ où $0 < E_1 \ll I$	$R_1$	$T_4$ où $T < T_4 < T_1$
3. Fractionné, repos actif durée moyenne	$\frac{T}{n}$	$E_1$	$R_3$ où $R_3 > R_1$	$T$
4. Fractionné, repos actif longue	$\frac{T}{n}$	$E_1$	$R_4$ où $R_4 \gg R_1$	$T_5$ où $T_5 < T$

Cette analyse qualitative du lien entre les différents paramètres et le temps accumulé à intensité  $I$  permet de faire deux constats. D'abord, si les paramètres sont correctement choisis, le fait d'effectuer des fractions d'exercice à haute intensité entrecoupées de périodes de repos permet, à degré égal de difficulté, d'accumuler plus de temps à l'intensité  $I$  que le temps ( $T$ ) accumulé lors d'un exercice maximal continu. De plus, en général, augmenter la durée des périodes de récupération active permet à l'athlète d'accumuler plus de temps à intensité  $I$ . Tous les scénarios présentés précédemment correspondent à des exercices maximaux. Nous verrons plus loin que la modélisation de l'exercice intermittent peut aussi aider à quantifier le degré de difficulté d'une séance d'entraînement, celui-ci n'étant pas nécessairement maximal.

### **1.3 Accumuler plus de temps à intensité cible**

Plusieurs études indiquent que, toutes choses étant par ailleurs égales, l'EPI s'accompagne d'améliorations des qualités physiques et de la performance plus prononcées ou plus rapides que l'entraînement continu (MacInnis et Gibala 2017; Gibala et al. 2012; Gibala et Little 2020; Baar 2006; Gibala et al. 2006; Burgomaster et al. 2008). La section précédente ayant montré que l'EPI permettait de maximiser le temps accumulé à une intensité donnée, on peut tenter d'expliquer, de façon logique, en quoi l'EPI s'avère une méthode d'entraînement plus efficace que l'entraînement continu.

En permettant, lorsque les paramètres sont correctement choisis, d'accumuler plus de temps à une intensité donnée, l'EPI permet d'augmenter la quantité de stress appliquée aux différents systèmes (métabolique, neuromusculaire et musculosquelettique) (Buchheit et Laursen 2013a, Buchheit et Laursen 2013b; Ksoll, Mühlberger, et Stöcker 2021; Di Domenico et al. 2022), ce qui peut potentiellement mener à des adaptations plus importantes (Impellizzeri et al. 2022; Smith 2003; Selye 1950).

De plus, la structure intermittente de l'EPI peut faciliter l'adhésion des participants à un programme d'activité physique (Coyle 2005; Gillen et al. 2016; Baar 2006). Selon le modèle psychobiologique, au cours d'un exercice, le participant s'autorégule en fonction de son niveau

de motivation, du type d'épreuve et de terrain, de la distance restante, et de ses expériences passées (Smirmaul, Dantas, et Nakamura 2013; Pageaux 2014; Marcora 2019). Dans un contexte d'entraînement, où la motivation est généralement moindre que lors des compétitions (Van Pol et Kavussanu 2012; Karaba-Jakovljević et al. 2007), le fait de fractionner la durée sur laquelle l'intensité cible doit être maintenue, facilite l'autorégulation de l'athlète, parce que la tâche, consistant à maintenir une intensité sur une fraction de la durée totale, paraît plus réalisable par rapport aux expériences passées de celui-ci. Ainsi, dans un contexte d'entraînement, la structure intermittente en elle-même peut être cruciale pour permettre au participant d'atteindre l'intensité cible et d'y accumuler du temps, ce qui applique un stress ciblé aux différents systèmes. Cependant, l'efficacité de l'exercice intermittent et les adaptations qui en découlent ne sont probablement pas exclusivement liées au temps accumulé à une intensité cible, ou à la quantité de stress imposée à l'athlète. D'autres facteurs d'influence entrent en jeu comme, par exemple, la répartition de l'intensité au cours de la séance, l'enchaînement répété de périodes de récupération, etc. (Åstrand et al. 2003; Sahlin et Henriksson 1984).

## **1.4 La complexité et la spécificité des adaptations**

Les déductions présentées à la section précédente ne sont qu'une explication logique et non détaillée de l'efficacité de l'EPI par rapport à l'entraînement en continu. Les réponses physiologiques lors d'exercices intermittents ont déjà été mesurées et rapportées dans la littérature, à commencer par Hill dans les années 1920 (Seiler et al. 2013). Åstrand et ses collègues se sont ensuite intéressés aux réponses aiguës associées aux exercices intermittents comportant des fractions d'exercice à haute intensité de longues durées (Åstrand et al. 1960a, Åstrand et al. 1960b; Christensen, Hedman, et Saltin 1960). Balsom et ses collègues (Balsom et al. 1992a, Balsom et al. 1992b) ont quant à eux exploré les réponses à des efforts maximaux répétés. Plus récemment, les réponses physiologiques à des sprints répétés ont été étudiées (Gibala et al. 2006; MacInnis et Gibala 2017; Gibala et Little 2020; Gibala et MacInnis 2022; Alves et al. 2022). Cependant, en raison des variations d'intensité associées à l'exercice intermittent, plusieurs facteurs influent sur le niveau de stress imposé aux différents systèmes. Ainsi, lors d'un exercice intermittent, les différents systèmes (neuromusculaire, musculosquelettique, métabolique, cardiorespiratoire, ventilatoire, circulatoire, et même digestif) seront sollicités différemment lors

des périodes d'exercice à haute intensité que lors des périodes de repos (Lloyd 1966; Péronnet et Thibault 1989; Ward-Smith 1985; Buchheit et al. 2009; Sandford, Laursen, et Buchheit 2021; Billat 2001; Buchheit et Laursen 2013a, Buchheit et Laursen 2013b; Andersen et Henriksson 1977; Balsom et al. 1992a; Åstrand et al. 1960a; Åstrand et al. 2003; José Arantes et al. 2021). Ils seront aussi sollicités différemment à mesure que l'exercice augmente en durée (Margaria et al. 1963; Sproule 1998; Hunter et Smith 2007; Thomas, Fernhall, et Granat 1999; Mulligan, Adam, et Emig 2018).

Il n'est donc pas facile de quantifier précisément le stress que subissent les différents systèmes au cours d'un exercice, qu'il soit intermittent ou continu. La spécificité est l'un des principes fondamentaux de l'entraînement (Stone, Plisk, et Collins 2002; McCafferty et Horvath 1977; Hendy et Boyer 1995; Hewson et Hopkins 1996). Ce principe indique que si l'athlète effectue une séance d'EPI donnée, des adaptations spécifiques, découlant du stress imposé par celle-ci, permettront de réaliser cette même séance avec moins d'inconfort, ce qui signifie nécessairement que les différents systèmes seront plus efficaces à réaliser ce type spécifique d'exercice. Les qualités physiques de l'athlète s'en trouvent donc bonifiées, ce qui lui permet de mieux performer sur des exercices qui sollicitent une contribution des systèmes rendus mieux adaptés. Cependant, la dose de stress et la quantité de travail nécessaires pour solliciter des adaptations spécifiques peuvent être minimales. Le seul fait de travailler à une intensité élevée peut s'avérer efficace, même si ce travail est minime. Arthur Newton (1947) mentionnait notamment que l'entraînement consiste « en quelque sorte, de toute façon, à nettoyer les canaux à travers lesquels l'énergie circule » (Noakes 2003). C'est en partie ce qui est observé lorsque des sujets désentraînés s'adonnent à des sprints maximaux répétés (SIT) (Gibala et al. 2006; MacInnis et Gibala 2017; Gibala et Little 2020; Gibala et MacInnis 2022). Ce type d'entraînement mène à des adaptations périphériques, comme une augmentation des réserves de glycogène, de la concentration de phosphocréatine musculaire et de la synthèse de mitochondries (Burgomaster et al. 2008). En augmentant la quantité d'énergie disponible dans le muscle et la contribution énergétique provenant du métabolisme aérobie lors des sprints répétés, l'athlète peut répéter une même séance de SIT avec moins d'inconfort. Le SIT permet aussi d'observer chez des sujets désentraînés, des adaptations et une amélioration de la performance, sur des exercices

maximaux continus d'une quinzaine de minutes, similaires à celles obtenues avec un entraînement traditionnel composé d'exercices continus, et ce, pour un travail dix fois moindre (Burgomaster, Heigenhauser, et Gibala 2006). Il s'agit donc d'une approche prometteuse pour les sujets inactifs, les patients en réadaptation reprenant l'entraînement ou atteints de maladies chroniques (Karlsen et al. 2017; Weston, Wisløff, et Coombes 2014). Le bémol de l'approche SIT est qu'elle induit principalement des adaptations périphériques (Ksoll, Mühlberger, et Stöcker 2021). Un athlète d'élite ayant déjà développé ces qualités par le biais de l'entraînement en continu verra peu d'améliorations sur son  $VO_2\text{max}$  (Wen et al. 2019; Haller et al. 2022). Pour améliorer leurs performances en général, les athlètes de ce niveau auraient plutôt avantage à miser sur des intervalles longs (plus de deux minutes), qui sont plus susceptibles d'induire des adaptations centrales (Wen et al. 2019; Buchheit et Laursen 2013a).

En définitive, il existe plusieurs façons d'induire une adaptation ciblée. Une des grandes questions au cœur de l'intervention sportive consiste à comprendre quel type de séance s'avère plus efficace pour atteindre un objectif donné. La réponse à cette question est complexe et sort du cadre de ce mémoire. Les adaptations découlant d'une séance sont influencées par une foule de facteurs conceptuels comme le niveau de performance de l'athlète (Wen et al. 2019), son niveau de fatigue (Selye 1950; Kreider, Fry, et O'Toole 1998) et de motivation (Marcora 2019; Pageaux 2014), etc. Il faut cependant retenir que l'EPI demeure une approche plus efficace et économe en temps que l'entraînement continu, pour induire certaines adaptations spécifiques, et que toute séance, peu importe sa forme, permettra d'induire des adaptations (Steele et al. 2021). Les séances d'EPI ont donc avantage à être spécifiques à la tâche que l'athlète vise à accomplir (Stone, Plisk, et Collins 2002; McCafferty et Horvath 1977; Hendy et Boyer 1995; Hewson et Hopkins 1996).

## **1.5 Pourquoi modéliser l'EPI ?**

Pour que l'EPI demeure une méthode efficace, il faut que les paramètres d'une séance soient bien choisis et appropriés selon le profil et les objectifs du participant. La prescription adéquate des paramètres d'une séance représente un défi supplémentaire pour les intervenants sportifs. Par exemple, un entraînement approprié pour un athlète d'élite peut s'avérer impossible à

réaliser pour un débutant, et un entraînement approprié pour un cycliste s'entraînant pour le Tour de France peut s'avérer impossible à réaliser pour un pistard de l'élite, bien que ces deux athlètes soient au sommet de leur sport. Aussi, la plupart du temps, les séances d'EPI s'imbriquent dans une planification globale de l'entraînement. Il importe donc de prescrire des séances qui ont un degré de difficulté suffisant pour induire et maximiser les adaptations voulues, tout en évitant que ce degré de difficulté soit trop élevé, ce qui pourrait surcharger l'athlète et exposer celui-ci à une trop grande fatigue ou au surmenage (Impellizzeri et al. 2022; Kreider, Fry, et O'Toole 1998; Selye 1950). Les modèles de l'exercice intermittent permettent de quantifier l'interaction des différents paramètres composant une séance d'EPI et d'évaluer son degré de difficulté. Ils facilitent ainsi la prescription de séances d'EPI. Avant d'explorer les modèles de l'exercice intermittent, nous analyserons dans le prochain chapitre l'évolution des modèles de l'exercice continu, qui sont plus simples et constituent souvent le point de départ des modèles de l'exercice intermittent.

## Chapitre 2 – Modèles de l'exercice continu

L'exercice continu ou unique est généralement mieux compris que l'exercice intermittent (Scott et Fontaine 2013), d'abord parce que sa structure est plus simple : il y a beaucoup moins de paramètres à considérer. Ensuite, parce que des données de qualité, comme les records du monde en course à pied, ou les profils de puissances records en cyclisme, sont disponibles pour les valider (Hill 1925). Lors des performances record, on peut faire l'hypothèse que la motivation et l'effort fourni par l'athlète sont maximaux, ce qui limite le nombre de variables affectant la performance. Les records du monde en course à pied sont particulièrement intéressants, car ils sont précisément mesurés, et sont réalisés dans des conditions contrôlées et optimales (Lloyd 1966). Les performances records en cyclisme peuvent dépendre de facteurs environnementaux, comme le gradient de la route, l'altitude, le vent ou la température (Lipski et al. 2022). En natation, la température, la densité de l'eau et le milieu aquatique (piscine ou eau libre, pour les épreuves de plus de 1500 m) (Abbiss et Laursen 2008) influent sur les performances. Aussi, l'équipement peut jouer un rôle déterminant dans les performances records. En cyclisme, le poids du vélo, le positionnement de l'athlète sur celui-ci, le choix des braquets et l'aérodynamisme peuvent interférer avec les records (Schumacher et Mueller 2002; Epema et al. 2012; Capelli et al. 1993). En natation, le type de combinaison portées par l'athlète affectent le niveau de performance (Zacca et al. 2021; O'connor et Vozenilek 2011). Enfin, les performances records en cyclisme peuvent être réalisées dans des courses, après plusieurs heures ou même plusieurs jours d'effort soutenu, ce qui les rend parfois plus difficiles à interpréter et à comparer (Sanders et van Erp 2021; Mateo-March et al. 2022; Lillo-Beviá 2022).

La grande majorité des modèles de l'exercice intermittent s'inspirent ou intègrent des modèles de l'exercice continu (Purdy 2002; Hayes et Quinn 2009; Allen, Coggan, et McGregor 2019; Skiba et Clarke 2021; Skiba et al. 2015, 2012; Morton et Billat 2004). Après tout, l'exercice continu est un cas particulier de l'exercice intermittent, pour lequel il n'y a qu'une seule répétition. Pour mieux comprendre les modèles de l'exercice intermittent, il est donc important, au préalable, de bien décrire les modèles de l'exercice continu et leurs concepts sous-jacents.

## 2.1 Modélisation

Avant de décrire les principaux modèles de l'exercice continu, il importe de définir et contextualiser la modélisation. Un modèle est une représentation simplifiée de la réalité (Morton 2006; Bender 2000; Meyer 2004) qui repose sur des construits mathématiques et permet de répondre à un besoin particulier (Bender 2000). Un modèle mathématique est nécessairement composé de variables d'entrées, qu'on appelle souvent les variables indépendantes, et de variables de sortie, qu'on appelle les variables dépendantes (Bender 2000). Le but d'un modèle mathématique est de représenter le plus fidèlement possible le lien qui existe entre les variables d'entrées et les variables de sorties. Les modèles étant des représentations simplifiées de la réalité, des choix doivent nécessairement être faits pour les simplifier et favoriser leur application d'un point de vue pratique. Un modèle plus simple néglige certaines variables, soit en les excluant, ou en réduisant leur degré d'importance, et par conséquent reflète habituellement moins les observations de terrain (Bender 2000). Parmi les modèles de l'exercice intermittent qui seront étudiés dans le prochain chapitre, les variables d'entrées et de sorties des modèles diffèrent selon le degré de simplification et les objectifs des auteurs.

Un bon modèle doit nécessairement éviter toute contradiction logique et bien refléter les données de terrain (Morton 2006; Meyer 2004; Aris 1994; Bender 2000). Bien que la modélisation présente des avantages pratiques évidents, puisqu'elle permet de résumer un concept de façon très synthétique, souvent par le biais d'une équation mathématique, elle ne signifie pas nécessairement que le concept sous-jacent est bien compris. En effet, différents modèles arrivent parfois à des conclusions similaires en utilisant des explications différentes (Morton 2006; Bender 2000). La modélisation est un processus en constante évolution, qui commence par une formulation initiale, suivie d'une série de validations et d'améliorations basées sur les données de terrain (Aris 1994). Ce processus fait en sorte que les modèles plus récents sont souvent bâtis sur des modèles antérieurs et convergent davantage vers les données de terrain. Pour y arriver, les modèles récents corrigent certaines faiblesses des modèles antérieurs, ou tiennent compte de facteurs qui avaient été négligés précédemment. De ces améliorations découle une meilleure compréhension des concepts et des construits qui

composent les modèles (Aris 1994). À terme, la modélisation permet d'obtenir une compréhension plus approfondie d'un phénomène et de pouvoir prédire avec précision l'effet d'une multitude de variables sur celui-ci.

Dans ce chapitre nous allons explorer les différents modèles actuels de l'exercice continu, qui permettent notamment de prédire les performances records en cyclisme ou en course à pied, sur un éventail de durées. Pour faciliter la revue des modèles continus, ceux-ci ont été regroupés en trois catégories : 1) les modèles empiriques (Kennelly 1906; Monod et Scherrer 1965), 2) les variations du modèle de puissance critique (Morton 1996; Puchowicz, Baker, et Clarke 2020), et 3) les modèles physiologiques (Lloyd 1966, 1967; Wilkie 1980; Ward-Smith 1985; Péronnet et Thibault 1989; Mulligan, Adam, et Emig 2018).

## 2.2 Modèles empiriques

La science étant un processus empirique, la première étape pour décrire un phénomène consiste souvent à trouver une équation mathématique permettant de le décrire (Aris 1994). Ainsi, les premiers modèles décrivant l'exercice continu sont empiriques et permettent de prédire les performances sur des exercices continus, jusqu'à un certain degré de précision, sans nécessairement reposer sur un rationnel physiologique.

### 2.2.1 Modèle de Kennelly

Le modèle de Kennelly (1906) est l'un des premiers modèles décrivant les performances d'athlètes et (dans le cas précis de Kennelly) de chevaux. Il a constaté qu'il existait une très grande quantité de données disponibles, découlant de performances réalisées par des humains ou des chevaux sur différentes distances, en raison de l'abondance de courses équestres et de compétitions d'athlétisme à cette époque. Kennelly a proposé une règle approximative, présentée à l'Équation 1, décrivant la vitesse d'une course  $v$  selon sa distance  $D$ .

$$v = c \cdot D^{\frac{-1}{8}} \quad (1)$$

Une régression effectuée sur des performances de compétitions permet de déterminer la constante  $c$ , qui peut varier selon le profil de l'athlète, ainsi que la modalité d'exercice. Cette règle approximative s'applique autant pour les chevaux que pour les humains, et pour un ensemble de modalités d'exercice (humain : marche, course, aviron, natation, patinage ; cheval : marche, trot, course). Tel que l'indique le titre de son article, il s'agit d'une règle approximative. Lorsque Kennelly l'a testé sur des distances variant de 100 m à 50 miles, il a observé des erreurs ne dépassant pas 9 % (Kennelly 1906; Mulligan, Adam, et Emig 2018).

Vingt ans plus tard, Kennelly résume sa découverte en mentionnant qu'en prenant le logarithme du temps pour les records du monde et la vitesse associée à ces performances, on obtient une relation presque linéaire (Kennelly 1926). Puisque cette observation semble s'appliquer à un large éventail de modalités d'exercices, Kennelly fait l'hypothèse que cette diminution exponentielle des vitesses selon la durée correspond à une loi universelle de la fatigue (Kennelly 1926). Nous verrons plus loin que Péronnet et Thibault (1989) seront les premiers à s'inspirer de cette loi de diminution exponentielle de l'intensité selon la durée de l'exercice, pour définir le concept d'endurance, un déterminant de la performance pouvant varier d'un athlète à l'autre.

### **2.2.2 Modèle de puissance critique**

En faisant travailler un muscle à une puissance constante, jusqu'à épuisement, Monod et Scherrer (Monod et Scherrer 1965) ont observé une relation empirique entre le temps à épuisement et la puissance de travail, qui s'exprime par l'Équation 2. La pente de la relation travail-durée correspond à une puissance, qu'on appelle la puissance critique (CP), alors que l'ordonnée à l'origine correspond à une quantité fixe d'énergie en Joules. On y fait référence régulièrement comme étant le  $W'$ . Il s'agit du travail limite pouvant être effectué à une intensité supérieure à la CP. Lorsque le muscle effectue un travail à une puissance supérieure à sa CP, il déplete son  $W'$ . Lorsque le  $W'$  est complètement épuisé, le muscle ne pourrait plus développer la même puissance.

$$P(t) = \frac{W'}{t} + CP \quad (2)$$

À noter que dans la littérature scientifique, les termes  $W'$  et le terme anglais « Anaerobic Work Reserve » (AWC) sont utilisés de façon interchangeable pour décrire la réserve d'énergie anaérobie. Cette réserve fait référence à une capacité des systèmes de fourniture d'énergie anaérobie (phosphagènes, glycolyse anaérobie, etc.) (Medbo et al. 1988; Poole et al. 2016). Moritani (1981) a étendu le modèle de Monod et Scherrer, en suggérant qu'il pouvait s'appliquer à des exercices mettant en jeu le corps en entier, comme des sports d'endurance.

Pour déterminer la CP et le  $W'$ , il faut au moins trois tests, lors desquels l'athlète travaille à une puissance fixe jusqu'à épuisement. Chaque test doit mener à épuisement dans une période de temps variant de 2 à 15 minutes (Morgan et al. 2019; Jones et al. 2010; Hill, Poole, et Smith 2002; Poole et al. 1988; Vanhatalo, Doust, et Burnley 2007). À partir de ces tests, une régression linéaire ou hyperbolique permet d'obtenir la CP et le  $W'$ , tel que présenté à la Figure 2. Les points rouges sur la Figure 2 correspondent à différents tests maximaux. À la Figure 2-a, une régression hyperbolique (puissance par rapport au temps limite) permet de déterminer la CP et le  $W'$ . À noter que le  $W'$  peut être interprété comme une quantité d'énergie, soit une aire sur le graphique. Cette aire est constante, peu importe la durée de l'exercice. Elle est calculée en multipliant le temps limite, par la différence entre la puissance à ce temps limite et la CP. À la Figure 2-b, une régression linéaire (puissance par rapport à l'inverse du temps limite) permet de déterminer la CP et le  $W'$ .

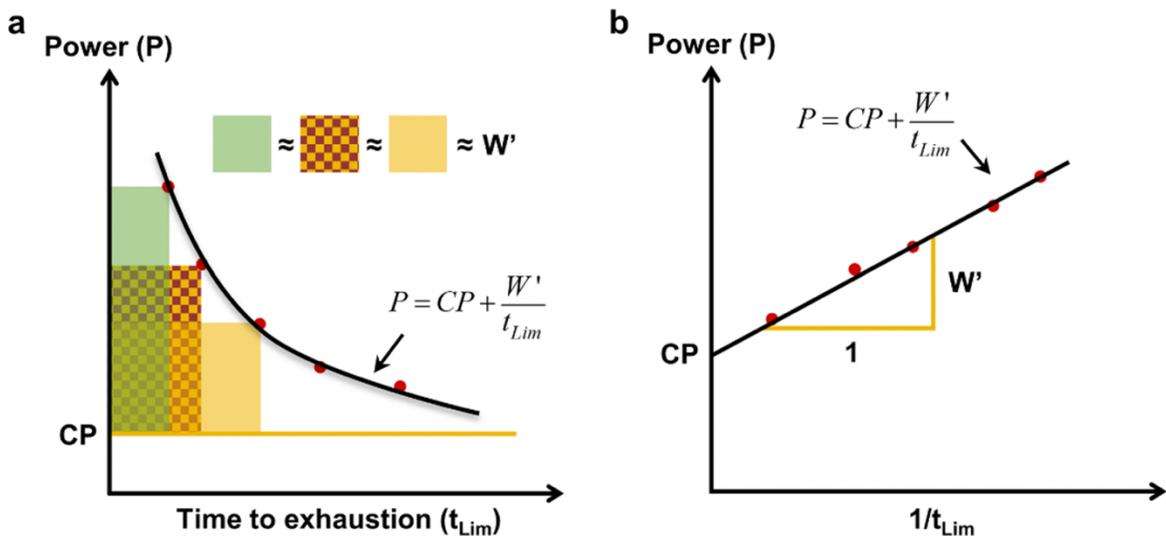


Figure 2. Représentation du modèle de puissance critique tirée de (Sreedhara, Mocko, et Hutchison 2019). Les points rouges correspondent à des performances sur des exercices maximaux de durées variées. En a), une régression hyperbolique (puissance par rapport au temps limite) permet de déterminer la CP et le  $W'$ . Le  $W'$  est un travail, représenté par aire sur le graphique. Cette aire est constante, peu importe la durée de l'exercice. Elle est calculée en multipliant le temps limite par la différence entre la puissance à ce temps limite et la CP. En b), une régression linéaire (puissance par rapport à l'inverse du temps limite) permet de déterminer la CP et le  $W'$ . Figure associée à la licence Internationale « Creative Commons Attribution 4.0 » (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Deux autres méthodes permettent aussi de déterminer la CP et le  $W'$  à partir d'un seul test maximal. Une première consiste à effectuer un test de trois minutes (Vanhatalo, Doust, et Burnley 2007) où l'athlète doit fournir un effort maximal à chaque seconde du test (donc sans ajuster son effort en fonction de la durée globale du test), la puissance se stabilisant à la CP vers la fin du test. L'aire correspondant à la différence entre la CP et la puissance maintenue par l'athlète au cours du test, multipliée par la durée, correspond au  $W'$  (Bergstrom et al. 2012). En pratique, cette approche est difficile à implémenter, car les athlètes ont tendance à inconsciemment gérer leur effort en dépit de la consigne voulant qu'ils produisent un effort maximal dès le début du test. Ce faisant, plusieurs auteurs ont montré que cette méthode peut surestimer la CP (Bartram et al. 2017; Karsten et al. 2014; McClave, LeBlanc, et Hawkins 2011; Bergstrom et al. 2013). Une deuxième méthode consiste à effectuer un test incrémenté, développé par Morton (Morton 1994; Morton et al. 1997; Morton 1997).

Le modèle de puissance critique a été appliqué à d'autres modalités d'exercice que le cyclisme, comme la natation (Wakayoshi et al. 1993; Wakayoshi, et al. 1992a; Wakayoshi et al. 1992b; Hill, Steward, et Lane 1995; Raimundo et al. 2022), la course à pied (Lloyd 1966; Hughson, Orok, et Staudt 1984; Pettitt 2016; Patoz et al. 2022), le kayak (Clingeffer, McNaughton, et Davoren 1994), la musculation (Morton, Redstone, et Laing 2005), l'aviron (Hill, Alain, et Kennedy 2003; Kennedy et Bell 2000) et le déplacement en fauteuil roulant (Arabi et al. 1999). Pour les modalités d'exercice où l'intensité s'exprime en vitesse plutôt qu'en puissance, on fait référence à une vitesse critique plutôt qu'à une puissance critique. Puisqu'il existe une relation linéaire entre la durée d'un exercice et la distance parcourue, la pente de cette relation est une vitesse, la vitesse critique (CV), et l'ordonnée à l'origine est une distance, que l'on appelle dans ce cas-ci la  $D'$ , qui est analogue au  $W'$ . Il s'agit d'une réserve de distance pouvant être parcourue au-delà de la vitesse critique (Hughson, Orok, et Staudt 1984).

Bien que certains auteurs attribuent une valeur physiologique à la CP et au  $W'$  (Poole et al. 2016; Sandford, Laursen, et Buchheit 2021; Hill et Ferguson 1999; Saif, Khan, et Parveen 2022), le modèle de puissance critique répond davantage aux critères d'un modèle empirique. Tout comme la relation approximative de Kennelly (1906), le modèle de puissance critique (Monod et Scherrer 1965) présente des relations approximatives découlant d'observations effectuées sur le terrain (Kennelly 1906; Vandewalle 2008). Les modèles de Kennelly et de puissance critique ont permis d'élaborer des construits que sont la notion d'endurance, la CP et le  $W'$  (Gorostiaga, Sánchez-Medina, et Garcia-Tabar 2022; Vandewalle 2008). Bien que les modèles permettent de prédire les performances d'un athlète sur des exercices continus avec un certain degré de précision, les construits qui découlent de ceux-ci n'ont pas nécessairement de valeur explicative quant aux processus physiologiques. Néanmoins, une fois que ces modèles empiriques de l'exercice intermittent ont été formulés, deux tangentes ont été prises dans la littérature scientifique : 1) améliorer le modèle de puissance critique, tout en gardant la référence aux construits initiaux (CP et  $W'$ ); 2) mieux représenter les processus physiologiques derrière les construits. Dans les deux prochaines sections, nous explorerons ces deux tangentes.

## 2.3 Variations du modèle de puissance critique

Le modèle de puissance critique est un modèle simple, facile à comprendre et utile à des fins d'enseignement (Morton 2006; Clarke et Skiba 2013). Cependant, il comporte son lot de limites qui ont été bien documentées dans la littérature (Vandewalle 2008; Gorostiaga, Sánchez-Medina, et Garcia-Tabar 2022; Dotan 2022; Drake, Finke, et Ferguson 2022). Cette section du chapitre vise à mettre de l'avant les éléments sous-jacents, qui découlent du modèle, leurs limites, et présenter des améliorations potentielles qui ont été proposées dans la littérature.

### 2.3.1 Principes sous-jacents au concept de puissance critique

Plusieurs éléments sous-entendus sont au cœur du modèle de puissance critique (Hill 1993; Morton 2006). D'abord, le modèle sous-entend qu'il existe deux sources potentielles d'énergie à l'exercice. Une source aérobie et une source anaérobie. La source d'énergie aérobie est illimitée et disponible dès le début de l'exercice à un taux maximal correspondant à la CP. La source d'énergie anaérobie, quant à elle, est limitée et correspond au  $W'$ , mais son taux d'utilisation serait illimité. Lorsque le  $W'$  est complètement utilisé, l'athlète est censé être épuisé. Le modèle tient aussi pour acquis que le rendement énergétique, la CP et le  $W'$  sont constants, peu importe la durée de l'exercice (Hill 1993; Morton 2006).

On peut examiner plus en détail la validité des éléments sous-entendus par le modèle de puissance critique. D'abord, il est juste, d'un point de vue biochimique, de considérer que l'énergie à l'exercice provient à la fois des métabolismes énergétiques aérobie et anaérobie. C'est d'ailleurs un principe fondamental de la plupart des modèles qui se veulent physiologiques (Morton 2006; Péronnet et Thibault 1989; Margaria 1976; Weigend, Siegler, et Obst 2021). Contrairement à ce que le modèle de puissance critique semble indiquer, la quantité d'énergie aérobie n'est pas illimitée. Morton (2006) suggère que la quantité d'énergie aérobie disponible est vraisemblablement limitée par la quantité de substrats disponibles. Il faut cependant spécifier que les phénomènes limitant la quantité d'énergie aérobie ne sont pas tous compris. De plus, bien que le modèle de puissance critique cherche à prédire la performance sur des exercices maximaux, l'accumulation de la fatigue menant à épuisement peut être liée à un ensemble de

phénomènes d'ordre physiologiques et psychologiques (Noakes 2000; Marcora 2019; Pageaux 2014; Smirmaul, Dantas, et Nakamura 2013; Allen et Westerblad 2001; Westerblad, Allen, et Lännergren 2002; Allen, Lamb, et Westerblad 2008; Fennell et Hopker 2021), qui ne sont pas pris en compte dans le modèle de puissance critique. La contribution d'énergie aérobie peut s'effectuer à un taux maximal limite, qui correspond à la puissance aérobie maximale (PAM), qui se définit comme la puissance où la consommation d'oxygène atteint son maximum lors d'une épreuve d'effort progressif menant à l'épuisement (Thibault 2009; Péronnet et Thibault 1989; Morton 2006; Ekblom 1986). D'un point de vue physiologique, la PAM est très différente de la CP. Il s'agit d'une intensité pouvant être maintenue seulement sur une durée de 5 à 10 minutes (Billat et al. 1995; Renoux et al. 2000), alors que lors de tests de temps limite effectués à la CP, celle-ci peut être maintenue sur une durée d'environ 30 minutes (Brickley, Doust, et Williams 2002). De plus, contrairement à ce qui est proposé par le modèle de puissance critique, l'énergie aérobie n'est pas utilisée à un taux maximal dès le début de l'exercice. L'augmentation de la contribution énergétique aérobie suit une cinétique exponentielle (Morton 2006; Barstow et Molé 1991). Enfin, le modèle de puissance critique suggère que la seule cause de l'épuisement est la déplétion du  $W'$ . Pour dépléter son  $W'$ , l'athlète doit travailler à une puissance supérieure à sa CP. Lorsqu'il travaille à des puissances inférieures ou égales à sa CP, l'athlète ne vient jamais puiser de l'énergie dans son  $W'$ , et donc, il pourrait théoriquement travailler à ces intensités pour des durées infinies, ce qui s'avère impossible en pratique (Gorostiaga, Sánchez-Medina, et Garcia-Tabar 2022).

Pour ce qui est du métabolisme énergétique anaérobie, sa capacité est limitée, comme le veut le modèle de puissance critique. Ce dernier repose sur la prémisse que l'épuisement à l'exercice est lié exclusivement à l'accumulation de métabolites responsables de la fatigue, qui découlent de l'utilisation des réserves d'énergie anaérobie, et donc de la déplétion du  $W'$  (Skiba et al. 2015, 2012; Poole et al. 2016). Il est cependant trop simpliste de considérer que l'épuisement survient uniquement parce que la réserve d'énergie anaérobie ( $W'$ ) a été complètement épuisée. L'épuisement est un phénomène complexe qui ne se limite pas exclusivement à la déplétion de réserves d'énergie. Par exemple, selon la durée de l'exercice, il a été mesuré qu'à l'atteinte d'un état d'épuisement, il pouvait rester une quantité de glycogène disponible pour l'athlète (Saltin et Karlsson 1971). Les causes de l'épuisement sont multiples et

peuvent varier selon le type d'exercice, la durée de celui-ci et son intensité (Noakes 2000; Marcora 2019; Pageaux 2014; Smirmaul, Dantas, et Nakamura 2013; Allen et Westerblad 2001; Westerblad, Allen, et Lännergren 2002; Allen, Lamb, et Westerblad 2008). De plus, contrairement à ce qui est suggéré par le modèle de puissance critique, le taux d'utilisation de l'énergie provenant du métabolisme anaérobie n'est pas illimité. Il existe une puissance maximale instantanée pouvant être produite par l'être humain (Morton 1996, Morton 2006). Enfin, il est connu que l'efficacité énergétique diminue pour des exercices de longues durées (Margaria et al. 1963; Sproule 1998; Hunter et Smith 2007; Thomas, Fernhall, et Granat 1999). Le modèle de puissance critique ne tient pas compte de cette diminution.

Ainsi, en confrontant les éléments sous-jacents du modèle de puissance critique à la réalité, on constate que celui-ci repose essentiellement sur des construits qui peuvent être intéressants d'un point de vue pratique, mais qui s'éloignent nécessairement de la réalité quant aux phénomènes physiologiques à l'exercice. Vandewalle (2008) mentionne notamment qu'en dehors de la fourchette de durées d'exercice allant de 4 à 30 minutes, le modèle diverge dans ses prédictions par rapport à la puissance menant réellement à épuisement pour un athlète donné. D'un point de vue pratique, les construits que sont la CP et le  $W'$  dépendent directement du choix de la durée des puissances ou vitesses records utilisées pour les déterminer (Gorostiaga, Sánchez-Medina, et Garcia-Tabar 2022). La CP et le  $W'$  sont également sujets à une grande variabilité, et sont influencés par une foule de facteurs, notamment, le nombre de tests de puissance record utilisés pour faire les calculs, la durée et la qualité du repos entre les tests, la version du modèle utilisée pour déterminer les paramètres, le niveau de motivation de l'athlète, et son niveau de familiarité avec ce type de tests (Morton 2006; Dotan 2022). En raison de ces limites, la CP et le  $W'$  sont des indices qui ne reflètent pas parfaitement le profil d'un athlète.

Face aux limites du modèle de puissance critique, certains auteurs y ont apporté des modifications importantes pour mieux refléter les données de terrain.

### 2.3.2 Modèle à trois paramètres de Morton

Dans sa communication, Morton (1996) reconnaît les limites du modèle de puissance critique, tout en considérant le modèle de Péronnet et Thibault (1989) (que nous verrons à la section 2.4.3) comme étant plus précis, bien que complexe, ce qui nuit à son application pratique.

Le but du modèle de Morton est de réconcilier l'un des problèmes majeurs du modèle de puissance critique, soit le fait que l'énergie anaérobie puisse être disponible à un taux illimité. Le modèle de Morton introduit une puissance maximale ( $P_{pic}$ ), qui correspond à la puissance maximale instantanée pouvant être déployée par l'athlète. Le modèle introduit aussi un système de rétroaction. Selon le niveau d'énergie épuisé dans le  $W'$ , la puissance maximale pouvant être déployée par l'athlète diminue. Pour effectuer un effort correspondant à sa puissance maximale absolue, l'athlète doit récupérer suffisamment longtemps et refaire ses réserves. La rétroaction du modèle s'inspire entre autres du concept de gouverneur central, introduit par Noakes (2000), qui ne fait toutefois pas consensus.

Le paramètre  $P_{pic}$  a pour effet de décaler l'asymptote verticale du modèle de puissance critique vers la gauche, de sorte que sur le domaine des durées observées (de  $t = 0$  à l'infini), le domaine de puissance se retrouve restreint, entre la puissance maximale et la puissance critique. Mathématiquement, l'introduction du nouveau paramètre diminue la puissance critique et augmente le  $W'$ . Les paramètres peuvent être obtenus en procédant par régression non linéaire, en appliquant une fonction rationnelle aux données. Morton suggère d'utiliser cinq performances. Deux performances extrêmes, une de moins de 1 minute, une d'environ 15 minutes, et trois performances intermédiaires (Morton 1996). Le modèle tel que formulé par Morton se résume à l'Équation 3.

$$P(t) = \frac{W'}{t - k} + CP \quad (3)$$

$$\text{où } k = \frac{W'}{CP - P_{pic}}$$

Les prédictions du modèle à trois paramètres convergent davantage avec les données de terrain que celles effectuées avec le modèle de puissance critique, pour des durées d'exercice de

moins d'une trentaine de minutes. Le principal défaut du modèle est qu'il conserve la notion de CP, qui serait maintenue indéfiniment. Pour des durées de plus de 30 minutes, correspondant environ au temps limite à la CP (Brickley, Doust, et Williams 2002), les prédictions du modèle à trois paramètres de Morton divergent des performances réelles de l'athlète. Cette divergence s'accroît avec la durée de l'exercice.

### 2.3.3 Modèle OmpD de Puchowicz

Le modèle OmpD de Puchowicz (Puchowicz, Baker, et Clarke 2020) s'inspire du modèle à trois paramètres de Morton (Morton 1996) et des deux domaines ("omni-domain") de durées d'exercice du modèle de Péronnet et Thibault (1989), que nous verrons à la section 2.4.3. Pour tenir compte du fait que la CP ne peut être maintenue qu'environ 30 minutes (Poole et al. 2016; Brickley, Doust, et Williams 2002), le modèle propose d'abord un premier domaine pour les durées d'exercice inférieures à 30 minutes. Ce domaine est calqué sur le modèle de puissance critique à trois paramètres de Morton (1996). Pour ce domaine, la puissance  $P$  pouvant être déployée par un athlète sur une durée  $t$  dépend de trois paramètres, soit la  $P_{pic}$ , le  $W'$  et la CP. Pour des exercices d'une durée supérieure à 30 minutes, l'athlète ne peut plus maintenir la CP. Le modèle OmpD introduit un facteur de diminution de l'intensité. Ce facteur, associé au coefficient  $G$  de l'Équation 4, diminue de façon logarithmique selon la durée. L'Équation 4 décrit le comportement du modèle pour des durées inférieures et supérieures à 30 minutes. Les auteurs utilisent le terme  $TCP_{max}$  pour faire référence à la durée de 30 minutes, qui est le point pivot entre les deux domaines du modèle.

$$P(t) = \begin{cases} \frac{W'}{t} \cdot \left[ 1 - \exp\left(-t \cdot \frac{P_{pic} - CP}{W'}\right) \right] + CP, & \text{si } t \leq TCP_{max} \\ \frac{W'}{t} \cdot \left[ 1 - \exp\left(-t \cdot \frac{P_{pic} - CP}{W'}\right) \right] + CP - G \cdot \log\left(\frac{t}{TCP_{max}}\right), & \text{si } t > TCP_{max} \end{cases} \quad (4)$$

L'utilisation d'une durée fixe de 30 minutes pour le paramètre  $TCP_{max}$  est une limite du modèle. Bien que la CP peut être maintenue jusqu'à épuisement en moyenne sur une durée de 30 minutes, il s'agit d'une valeur moyenne pouvant varier d'un athlète à l'autre (Poole et al. 2016;

Brickley, Doust, et Williams 2002). Un paramètre  $TCP_{max}$  modulable permettrait probablement de réduire les erreurs résiduelles du modèle OmPD, qui se situent autour de  $4 \pm 1\%$  lorsqu'il est appliqué au profil de puissances records d'un cycliste (Puchowicz et al. 2018). Parmi les modèles de l'exercice continu étudiés dans une revue narrative récente, le modèle OmPD et le modèle de Péronnet et Thibault (1989) sont les deux seuls à converger avec des données de records personnels sur l'ensemble des domaines d'intensité (élevé, sévère et extrême) (Leo et al. 2022). On peut aussi ajouter à cette courte liste le modèle d'Emig (2018), qui n'avait pas été évoqué dans par la revue narrative de Leo et ses collègues (2022).

## 2.4 Modèles physiologiques

Les construits sur lesquels repose le modèle de puissance critique et leurs éléments sous-jacents ne correspondent pas complètement à ce que l'on connaît des processus physiologiques à l'exercice. Une suite logique de modèles (chaque modèle bâtissant sur les idées du modèle précédent) repose sur des améliorations permettant de mieux représenter les processus physiologiques lors d'exercices continus maximaux. Du même coup, les différentes itérations des modèles dits « physiologiques » tendent de plus en plus à converger vers les données de terrain.

### 2.4.1 Modèle de Lloyd

Lloyd (1966) a introduit des modifications au modèle de puissance critique pour qu'il reflète mieux le fonctionnement des métabolismes énergétiques (aérobie et anaérobie) et leurs interactions selon la durée de l'exercice. Tout d'abord, le modèle de Lloyd stipule qu'une quantité maximale d'énergie anaérobie ( $A$ ) est disponible pour l'athlète. La quantité moyenne d'énergie anaérobie disponible diminue de façon exponentielle selon la durée de l'exercice. Cette diminution est guidée par une constante de temps,  $g$ , correspondant à 10 s. L'Équation 5 exprime la quantité d'énergie anaérobie disponible ( $S$ ) selon la durée ( $t$ ) d'un exercice continu, selon le modèle de Lloyd.

$$S(t) = A \cdot \exp(-gt) \quad (5)$$

À l'exercice, cette contribution énergétique anaérobie s'ajoute à la contribution énergétique aérobie, qui peut atteindre un taux maximal, la PAM. Lloyd introduit dans son modèle un délai ( $\Delta t$ ) avant que le taux de contribution d'énergie aérobie passe du métabolisme de repos ( $BMR$ ) au taux maximal, la PAM. L'Équation 6 décrit la quantité d'énergie moyenne fournie par l'athlète selon la durée de l'exercice,  $W(t)$ .

$$W(t) = A \cdot (1 - \exp(-gt)) + PAM \cdot t - (PAM - BMR) \cdot \Delta t \quad (6)$$

Pour obtenir la puissance moyenne pouvant être produite par un athlète selon la durée  $t$  de l'exercice, il suffit de diviser chaque terme de l'Équation 6 par la durée  $t$  de l'exercice. Le modèle de Lloyd (1966) corrige ainsi plusieurs défauts du modèle de puissance critique (Monod et Scherrer 1965). D'abord, il impose une valeur maximale au taux d'utilisation de l'énergie anaérobie. Ensuite, il introduit un délai avant l'atteinte d'une contribution de l'énergie à un taux maximal. Des défauts subsistent cependant. Le modèle suggère qu'une fois la PAM atteinte, elle peut être maintenue indéfiniment. Ainsi, il permet de bien prédire des performances sur des distances de moins d'environ 10 minutes, soit le temps nécessaire pour l'atteinte du  $VO_2\max$  (Billat et al. 1995; Renoux et al. 2000). Pour des durées d'exercice de plus de 10 minutes, les prédictions du modèle divergent des données de terrain, puisqu'il ne tient pas compte de la diminution des intensités observées au-delà de cette durée. Enfin, selon le modèle de Lloyd (1966), l'augmentation de la contribution énergétique au repos jusqu'à sa valeur maximale se fait de façon linéaire. Les études suggèrent plutôt une augmentation exponentielle (Barstow et Molé 1991).

En parallèle au modèle de Lloyd, Wilkie (1980) a présenté un modèle similaire, qui se résume à l'équation suivante.

$$W(t) = PAM + PAM \cdot t - PAM \cdot \tau \cdot \left(1 - \exp\left(\frac{-t}{\tau}\right)\right) \quad (7)$$

Contrairement aux travaux de Lloyd (1966), Wilkie considère toujours la quantité d'énergie provenant du métabolisme anaérobie comme étant une constante, comme le voulait initialement le modèle de puissance critique (Monod et Scherrer 1965). Le modèle de Wilkie (1980) propose également un délai, pendant lequel la contribution d'énergie aérobie passe d'un

taux minimal (métabolisme de repos), à un taux maximal correspondant à la PAM. Pour le modèle de Wilkie, l'augmentation de cette contribution se fait de façon exponentielle, plutôt que linéaire, tel que le suggérait Lloyd (1966). Tout comme pour le modèle de Lloyd, le modèle de Wilkie suggère que la PAM, une fois atteinte, peut être maintenue indéfiniment, ce qui fait que les prédictions du modèle divergent de la réalité pour des performances d'une durée de plus de 10 minutes. De plus, parce qu'il assimile la quantité d'énergie anaérobie disponible à une constante, le modèle de Wilkie diverge des performances réelles pour des durées de 50 s et moins (Wilkie 1980). Enfin, une autre raison pouvant expliquer les divergences du modèle est la constante de temps ( $\tau$ ) régissant l'augmentation exponentielle du taux de contribution de l'énergie aérobie, qui a été fixée à 10 s, alors que 30 s représenterait probablement une valeur plus réaliste (Morton 2006).

#### 2.4.2 Modèle de Ward-Smith

Ward-Smith (1985) s'est inspiré des travaux de Lloyd (1966, 1967) et de Wilkie (1980). Il a joint les deux modèles pour corriger les défauts de chacun. Tout comme Wilkie (1980), Ward-Smith propose une augmentation exponentielle de la puissance aérobie. L'Équation 8 exprime la contribution aérobie de la puissance totale produite par l'athlète selon Ward-Smith.

$$P_{aer} = PAM \cdot (1 - \exp(-\lambda t)) \quad (8)$$

Le facteur  $\lambda$  est une constante de temps décrivant le délai dans l'utilisation du taux maximal d'énergie aérobie. Ward-Smith (1985) propose une constante de temps ( $\lambda$ ) de 30 s, qui est plus réaliste que celle de 10 s proposée par Wilkie (1980).

Tout comme Lloyd (1966), Ward-Smith indique que l'énergie maximale anaérobie disponible est limitée par la puissance maximale instantanée ( $P_{pic}$ ) et diminue de façon exponentielle selon la durée  $t$  de l'exercice. Il exprime la contribution anaérobie de la puissance à l'aide de l'Équation 9 qui est très similaire à l'Équation 5 proposée par Lloyd.

$$P_{an} = P_{pic} \cdot \exp(-\lambda t) \quad (9)$$

En combinant les équations pour la puissance aérobie et la puissance anaérobie, on obtient l'Équation 11 qui permet de calculer la puissance déployée par un athlète selon la durée de l'exercice.

$$P = P_{aer} + P_{an} \quad (10)$$

$$P(t) = P_{pic} \cdot \exp(-\lambda t) + PAM \cdot (1 - \exp(-\lambda t)) \quad (11)$$

Le modèle de Ward-Smith corrige donc la plupart des lacunes conceptuelles du modèle de puissance critique. La puissance calculée par le modèle fait référence aux réponses physiologiques observées à l'exercice. Cependant, tout comme les modèles de Lloyd (1966) et de Wilkie (1980), celui de Ward-Smith considère que la PAM, une fois atteinte, peut être maintenue indéfiniment. Le modèle permet ainsi de prédire correctement les performances pour des distances allant de 100 m à 10 000 m. Au-delà de ces distances, il ne parvient pas à tenir compte de la diminution de l'intensité observée de façon empirique (Ward-Smith 1985; Morton 2006).

### 2.4.3 Modèle de Péronnet et Thibault

Le modèle de Péronnet et Thibault (1989) vient corriger la dernière lacune du modèle de Ward-Smith, et permet d'expliquer la variance des records du monde de l'époque de façon remarquable. Les auteurs ont noté une erreur de seulement 0,73 % entre les projections du modèle et les records du monde (Péronnet et Thibault 1989).

Le modèle de Péronnet et Thibault reprend le modèle de Ward-Smith, qui fonctionnait très bien pour des durées inférieures à la durée nécessaire pour atteindre la PAM. Les auteurs appellent cette durée  $T_{PAM}$ , qui a été fixée à sept minutes. Pour les durées d'exercice supérieures à  $T_{PAM}$ , les auteurs proposent le concept d'endurance, qui fait référence aux observations de Kennelly (1906, 1926) selon lesquelles l'intensité diminue de façon linéaire selon le logarithme naturel de la durée d'exercices maximaux continus. L'endurance est la pente de la diminution de l'intensité relative, exprimée en pourcentage de la PAM, selon le logarithme naturel de la durée (Péronnet et Thibault 1987). Ainsi, pour des durées d'exercice supérieures à  $T_{PAM}$ , le facteur d'endurance proposé par Péronnet et Thibault permet de projeter avec davantage de précision les performances d'un athlète. L'Équation 12 résume le modèle de Péronnet et Thibault.

$$P(t) = \frac{S}{t} \cdot \left[ 1 - \exp\left(\frac{-t}{k_1}\right) \right] + \frac{1}{t} \int_0^t \left( BMR + B \cdot \left[ 1 - \exp\left(\frac{-u}{k_2}\right) \right] \right) du \quad (12)$$

où  $BMR$  correspond au métabolisme de repos et  $k_1, k_2$ , des constantes de temps de 20 et 30 s respectivement.

Le modèle introduit deux domaines, le premier pour les durées de moins de  $T_{PAM}$  et le second pour les durées supérieures à  $T_{PAM}$ . Selon le domaine, les valeurs des paramètres de l'Équation 12 prennent la forme décrite par les Équations 13 et 14.

$$S = \begin{cases} A, & \text{si } t \leq T_{PAM} \\ A \cdot \left[ 1 + \log\left(\frac{t}{T_{PAM}}\right) \right], & \text{si } t > T_{PAM} \end{cases} \quad (13)$$

$$B = \begin{cases} PAM - BMR, & \text{si } t \leq T_{PAM} \\ PAM - BMR + E \cdot \log\left(\frac{t}{T_{PAM}}\right), & \text{si } t > T_{PAM} \end{cases} \quad (14)$$

où  $A$  correspond à la quantité maximale d'énergie anaérobie disponible chez un athlète donné, et  $E$  représente le construit nommé endurance par les auteurs (Péronnet et Thibault 1989).

Bien que la modification proposée par Péronnet et Thibault rend le modèle très précis pour l'ensemble des domaines d'intensité (Leo et al. 2022), il demeure en partie empirique, car il repose sur un construit, qu'est l'endurance. Le modèle ne permet pas d'expliquer les phénomènes physiologiques responsables de la diminution de la performance sur des durées d'exercice supérieures à  $T_{PAM}$ . De plus, le modèle a fixé de façon arbitraire  $T_{PAM}$  à sept minutes, bien qu'il ait été montré que cette durée peut varier d'un individu à l'autre (Billat et al. 1995; Renoux et al. 2000). Enfin, le modèle tient pour acquis l'efficacité énergétique comme étant constante tout au long de l'exercice (Mulligan, Adam, et Emig 2018). La variation de l'efficacité pourrait d'ailleurs être l'une des explications physiologiques de la diminution de l'intensité pour des durées d'exercice supérieures à  $T_{PAM}$  (Mulligan, Adam, et Emig 2018). À noter, finalement, qu'une légère amélioration au modèle Péronnet-Thibault, visant à mieux décrire les diminutions

des contributions énergétiques des métabolismes aérobie et anaérobie, a été proposée par Alvarez-Ramirez (2002).

#### 2.4.4 Modèle d'Emig

Le modèle d'Emig (Mulligan, Adam, et Emig 2018) de l'exercice continu est l'un des plus récents. Il permet de rendre compte des records du monde et des records nationaux en course à pied avec une imprécision de moins de 1 %, et ce pour une étendue de distances allant du 800 m au marathon. Ce modèle demeure essentiellement empirique et incorpore certains concepts physiologiques, comme la PAM et le rendement énergétique. Il répond à deux critiques du modèle de Péronnet et Thibault (1989). Il propose lui aussi un point pivot entre deux domaines de durées d'exercice, qui correspond à  $T_{PAM}$ . Cependant, il permet d'individualiser ce paramètre selon les performances et caractéristiques de l'athlète. D'autre part, Emig attribue la diminution de l'intensité pour des durées supérieures à  $T_{PAM}$  uniquement à une diminution de l'efficacité énergétique. Celle-ci serait linéaire avec la durée (Margaria et al. 1963; Mulligan, Adam, et Emig 2018). Le modèle d'Emig introduit un facteur qui estime cette diminution de l'efficacité énergétique. Ainsi, la diminution de la performance, pour des durées d'exercice supérieures à  $T_{PAM}$  proposée par Emig associe un rationnel physiologique au construit d'endurance proposé par Péronnet et Thibault (1989). Il faut toutefois nuancer légèrement les idées mises de l'avant par Emig (2018). Bien que plusieurs études rapportent l'efficacité énergétique de coureurs sur différentes distances (Daniels et Daniels 1992; Conley et Krahenbuhl 1980), la diminution de l'efficacité énergétique selon la distance de course ne peut à elle seule expliquer la diminution de la vitesse à mesure que les distances de course augmentent (Davies et Thompson 1979; Péronnet et Thibault 1989).

Sans trop entrer dans les détails mathématiques du modèle d'Emig, qui est assez complexe, les équations suivantes permettent de prédire la puissance produite par l'athlète selon la durée, ainsi que sa vitesse de course selon la durée ( $v$ ).

$$t(P) = \begin{cases} T_{PAM} \cdot \exp\left[\frac{-1}{\gamma_l} \cdot \frac{P - PAM}{PAM - BMR}\right], & \text{si } P \leq PAM \\ T_{PAM} \cdot \exp\left[\frac{-1}{\gamma_s} \cdot \frac{P - PAM}{PAM - BMR}\right], & \text{si } P > PAM \end{cases} \quad (15)$$

$$P(v) = \frac{P - BMR}{PAM - BMR} \quad (16)$$

$$t(v) = \begin{cases} T_{PAM} \cdot \exp\left[\frac{VAM - v}{\gamma_l \cdot VAM}\right], & \text{si } t \geq T_{PAM} \text{ ou } v \leq VAM \\ T_{PAM} \cdot \exp\left[\frac{VAM - v}{\gamma_s \cdot VAM}\right], & \text{si } t \leq T_{PAM} \text{ ou } v \geq VAM \end{cases} \quad (17)$$

Les facteurs  $\gamma_s$  et  $\gamma_l$  sont des constantes guidant la diminution de performance pour les durées d'exercice inférieures et supérieures à  $T_{PAM}$  respectivement. La VAM correspond à la vitesse aérobie maximale. Il s'agit de la vitesse correspondant à l'atteinte du VO<sub>2</sub>max (Mulligan, Adam, et Emig 2018).

## 2.5 Évolution des modèles de l'exercice continu

La Figure 3 présente l'évolution des différents modèles de l'exercice continu. Les flèches indiquent le lien et l'influence qui existent entre les modèles. Ils sont placés en ordre chronologique, du haut (plus anciens) vers le bas (plus récents) et sont regroupés en trois grandes catégories décrites précédemment (empiriques, variations du modèle de puissance critique et physiologiques).

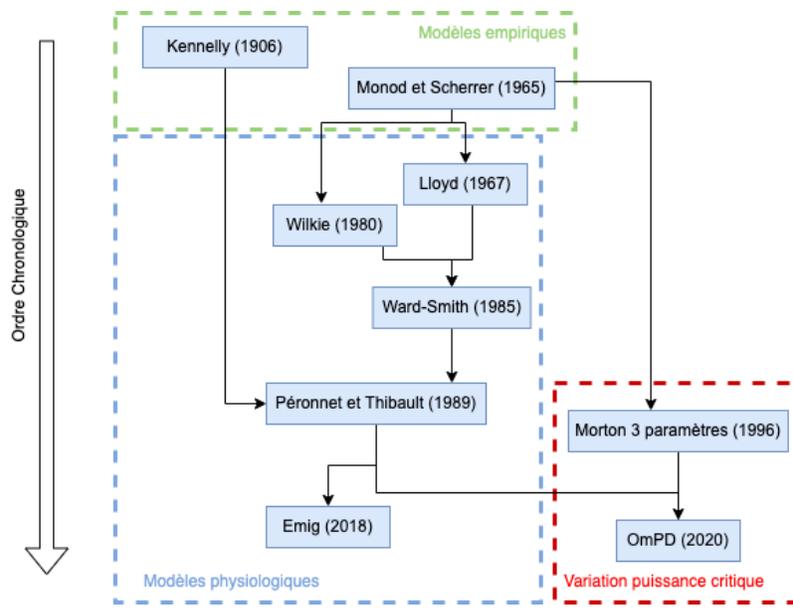


Figure 3. Évolution des principaux modèles de l'exercice continu

En définitive, on peut retenir certains points clés de cette revue des modèles de l'exercice continu. Tout d'abord, les premiers modèles formulés sont empiriques. Ils présentent principalement des relations approximatives inspirées d'observations faites sur le terrain. Ces modèles empiriques, lorsque confrontés à ce que l'on connaît des processus physiologiques à l'exercice, présentent certaines faiblesses. Nous avons vu que des améliorations aux modèles initiaux ont mené à des modèles assez fiables et robustes, permettant de prédire avec une imprécision de moins de 1 % les records du monde en course à pied. Pour obtenir ce degré de précision, soit des corrections mathématiques ont été apportées aux construits découlant des modèles empiriques, ou des améliorations ont cherché à corriger les lacunes conceptuelles des modèles initiaux pour les rendre plus réalistes d'un point de vue physiologique. Cette évolution des modèles de l'exercice continu constitue un exemple de la cascade évolutive de la modélisation expliquée à la section 2.1. Cette cascade mène graduellement à des modèles plus précis et plus juste d'un point de vue conceptuel, ce qui permet de mieux comprendre les phénomènes en jeu. Dans le cas de l'exercice continu, la progression de la modélisation a été rendue possible grâce à l'existence de données fiables, en l'occurrence les profils de puissance records en cyclisme et les records du monde en course à pied (Hill 1925, Lloyd 1966). Dans le

prochain chapitre, nous nous pencherons sur les différents modèles de l'exercice intermittent, dont la plupart sont inspirés des modèles de l'exercice continu décrits précédemment.

## **Chapitre 3 – Modèles de l'exercice intermittent**

Dans ce chapitre nous allons explorer les différents modèles actuels de l'exercice intermittent, qui peuvent être utilisés par les intervenants sportifs pour prescrire et analyser des séances d'EPI. Pour faciliter la revue des modèles intermittents, ceux-ci ont été regroupés en quatre catégories : 1) les modèles empiriques (Purdy 2002; Thibault 2003), 2) les modèles basés sur le concept de puissance critique (Skiba et al. 2012, 2015; Skiba et Clarke 2021; Morton et Billat 2004; Monod et Scherrer 1965), 3) les modèles basés sur la charge d'entraînement (Allen, Coggan, et McGregor 2019; Hayes et Quinn 2009) et 4) les modèles hydrauliques Margaria (1976; Morton 1990; Sundström 2016; Weigend, Siegler, et Obst 2021; Eriksson, Holmberg, et Westerblad 2016).

### **3.1 Modèles empiriques**

Les modèles de l'exercice intermittent que l'on dit empiriques reposent sur une relation mise de l'avant par Purdy (2002) et basée sur des observations effectuées auprès de milliers de coureurs et leurs entraîneurs. Cette relation empirique vise à développer des séances basées selon les caractéristiques du participant et ayant toutes un niveau d'entraînement homogène, mais pas maximal. Une séance de niveau d'entraînement idéal n'épuise pas nécessairement l'athlète, mais elle est suffisamment difficile pour solliciter des adaptations physiologiques optimales (Purdy 2002).

#### **3.1.1 Modèle de Purdy**

Le modèle de Purdy (2002) a été le premier à fournir un cadre aux entraîneurs de course à pied pour faciliter l'élaboration de séances d'EPI. Il est présenté dans un livre qui regroupe des tables de pointage, permettant d'identifier le niveau de l'athlète, et des tables d'entraînement, qui diffèrent selon le niveau de pointage et permettent d'élaborer des séances d'EPI convenant au niveau du coureur. Les tables de pointage reposent sur un système proposé par Purdy dans sa

thèse de doctorat (Purdy 1974, 1975, 1977). Celui-ci établit une relation exponentielle entre un nombre de points et une performance en course à pied, sur une distance donnée (Purdy 1977). Les tables de pointage permettent de dresser une équivalence statistique d'un niveau de performance donné et de comparer ce niveau de performance d'une distance à l'autre. Par contre, le niveau de pointage d'un coureur diffère généralement selon les distances sur lesquelles il se spécialise. Par exemple, le détenteur du record du monde du marathon, qui se spécialise dans les épreuves d'endurance, ne présente pas le même niveau de pointage sur 100 m que le détenteur du record du monde du 100 m, qui se spécialise dans les épreuves de sprint. Ce faisant, lorsque les intervenants définissent le niveau de leur athlète pour utiliser les tables d'entraînement, il est important qu'ils utilisent des performances qui sont représentatives de la vitesse qui sera adoptée lors de la séance. La Figure 4 présente un extrait de la table de pointage et des tables d'entraînement tirées du livre de Purdy (2002).

Une fois le niveau de performance de l'athlète identifié, les tables d'entraînement permettent de définir les paramètres d'une séance d'EPI lui convenant. En se servant des tables d'entraînement, l'athlète choisit une distance pour les fractions d'exercice à haute intensité et une intensité à laquelle ces fractions d'exercice à haute intensité seront effectuées. L'intensité relative des fractions d'exercice à haute intensité est exprimée en pourcentage (entre 70 et 100 %) de la vitesse à laquelle l'athlète effectue les fractions d'exercice à haute intensité, par rapport à sa vitesse record sur la distance de la fraction d'effort. Cette vitesse record est définie comme étant la performance associée au niveau de pointage de l'athlète sur la distance de la fraction d'exercice à haute intensité. Les tables d'entraînement proposent ensuite une fourchette pour le nombre de répétitions et pour la durée de repos. L'intensité pour les périodes de repos est laissée à la discrétion de l'athlète. La Figure 4 présente un exemple de l'application des tables aux performances d'un athlète.

**Scoring Tables: 5K**

Time	Points
12:40	2,116
12:41	2,084
12:42	2,053
12:43	2,023
12:44	1,993
12:45	1,964
12:46	1,936
12:47	1,909
12:48	1,883
12:49	1,857
12:50	1,831
12:51	1,807
12:52	1,783
12:53	1,759
12:54	1,736
12:55	1,714
12:56	1,692
12:57	1,671
12:58	1,650
12:59	1,630
13:00	1,610
13:01	1,591
13:02	1,572
13:03	1,553
13:04	1,535
13:05	1,518
13:06	1,501
13:07	1,484
13:08	1,467
13:09	1,451
13:10	1,436
13:11	1,420
13:12	1,405
13:13	1,391
13:14	1,377

**Pacing Table**  
**Point Level: 750**  
**Time Entries (min : sec)**

Percent Performance	Reps	Rest	100 m	150 m	200 m	250 m	300 m	350 m	400 m
100.0%	0-1	---	11.1	16.8	22.6	29.0	35.7	42.9	50.4
95.0%	1-2	5-7 min	11.6	17.6	23.7	30.5	37.6	45.1	53.1
90.0%	2-3	4-5 min	12.3	18.6	25.1	32.2	39.7	47.6	56.0
85.0%	4-5	3-4 min	13.0	19.7	26.5	34.1	42.0	50.4	59.3
82.5%	6-7	2-3 min	13.4	20.3	27.3	35.1	43.3	52.0	1:01.1
80.0%	8-9	1-2 min	13.8	20.9	28.2	36.2	44.6	53.6	1:03.0
77.5%	10-12	1-2 min	14.3	21.6	29.1	37.4	46.1	55.3	1:05.1
75.0%	13-15	1-2 min	14.8	22.3	30.1	38.6	47.6	57.1	1:07.2
72.5%	16-18	.5-1 min	15.3	23.1	31.1	39.9	49.3	59.1	1:09.6
70.0%	19-21	.5-1 min	15.8	23.9	32.2	41.4	51.0	1:01.2	1:12.0

Percent Performance	Reps	Rest	500	600	800	1000 m	1200 m	1500 m	Mile
100.0%	0-1	---	1:05	1:21	1:56	2:30	3:05	4:03	4:23
95.0%	1-2	5-7 min	1:09	1:25	2:02	2:37	3:15	4:15	4:37
90.0%	2-3	4-5 min	1:12	1:30	2:09	2:46	3:26	4:30	4:52
85.0%	4-5	3-4 min	1:17	1:35	2:17	2:56	3:38	4:45	5:09
82.5%	6-7	2-3 min	1:19	1:38	2:21	3:01	3:44	4:54	5:18
80.0%	8-9	1-2 min	1:21	1:41	2:25	3:07	3:51	5:03	5:28
77.5%	10-12	1-2 min	1:24	1:44	2:30	3:13	3:59	5:13	5:39
75.0%	13-15	1-2 min	1:27	1:48	2:35	3:19	4:07	5:23	5:50
72.5%	16-18	.5-1 min	1:30	1:52	2:40	3:26	4:15	5:35	6:02
70.0%	19-21	.5-1 min	1:33	1:56	2:46	3:34	4:24	5:47	6:15

13:43	1,072	14:10	874	14:35	780	15:28	686	16:05	631
13:44	1,065	14:19	870	14:54	758	15:29	684	16:04	629
13:45	1,057	14:20	866	14:55	755	15:30	682	16:05	628
13:46	1,050	14:21	862	14:56	753	15:31	680	16:06	627
13:47	1,043	14:22	858	14:57	750	15:32	679	16:07	625
13:48	1,036	14:23	854	14:58	748	15:33	677	16:08	624
13:49	1,029	14:24	851	14:59	746	15:34	675	16:09	623

Figure 4. Exemple d'utilisation des tables de pointages et d'entraînement de Purdy (2002). Un athlète ayant une performance de 14 min 57 s sur 5000 m se voit attribuer un pointage de 750 points. La table d'entraînement correspondante est présentée en jaune. Selon la distance choisie pour les fractions d'exercice à haute intensité et l'intensité relative (un pourcentage de la performance correspondant à 750 points la distance des répétitions), la table d'entraînement suggère une fourchette de nombre de répétitions et une fourchette de durées de repos. Figure adaptée du livre de Purdy (2002).

Bien que le livre ait été utilisé à profusion dans le milieu de l'athlétisme, le modèle n'a jamais été proprement validé pour vérifier si le degré de difficulté de l'ensemble des séances proposées par les tables est véritablement homogène. Les relations empiriques proposées par Purdy ne tiennent pas non plus compte du profil de l'athlète. On peut logiquement penser qu'un athlète ayant une spécialité sur de courtes distances aura plus de facilité à courir à une intensité relative élevée sur de courtes distances. L'inverse s'applique pour un athlète plus endurant ou spécialisé sur de longues distances, qui aura plus de facilité à courir à une intensité relative élevée sur des intervalles de plus longue distance (Péronnet et Thibault 1989). Les relations empiriques telles que mises de l'avant par Purdy fonctionnent donc probablement dans la majorité des cas, mais ne permettent pas réellement d'individualiser la prescription de séances pour des coureurs dont

les performances sont bien meilleures sur les courtes ou sur les longues distances. Les fourchettes proposées pour le nombre de répétitions ou les durées des périodes de repos font en sorte que pour une même séance, l'athlète est libre de faire des choix selon le degré de difficulté souhaité.

Enfin, la structure des séances découlant du modèle est limitée. Il ne permet pas d'apprécier l'effet de varier l'intensité des périodes de repos ni l'effet de diviser les répétitions en séries. De plus, le modèle ne s'applique qu'à la course à pied. Néanmoins, le modèle de Purdy constitue un important point de départ pour simplifier la prescription de séances d'EPI. Il est simple à utiliser et accessible à tous.

### **3.1.2 Modèle graphique de Thibault**

Le modèle de Purdy exprime l'intensité en vitesse relative, car la vitesse peut être une mesure fiable du travail effectué par un coureur à pied lorsque l'environnement est contrôlé. C'est d'ailleurs pourquoi Purdy recommande d'effectuer les entraînements découlant de son modèle sur une piste d'athlétisme, en prenant bien soin de faire des départs lancés, pour éviter d'avoir à prendre en compte l'énergie requise pour la phase d'accélération (Purdy 2002). Pour d'autres modalités d'exercice, la vitesse n'est pas un bon indicateur du travail effectué par l'athlète. En cyclisme par exemple, la vitesse étant plus importante, il faut une plus grande quantité d'énergie pour vaincre la résistance de l'air (di Prampero et al. 1979). La puissance, qui est la quantité d'énergie déployée par unité de temps, s'avère un meilleur indicateur de l'intensité fournie par l'athlète, peu importe la modalité d'exercice. En développant son modèle graphique, Thibault (2003) a généralisé le modèle de Purdy pour le représenter en puissance relative, plutôt qu'en vitesse relative. Ce faisant, le modèle de Thibault peut s'appliquer à un éventail beaucoup plus large de modalités d'exercice, comme le cyclisme, la natation, l'aviron et, bien entendu, la course à pied. Pour y arriver, Thibault a appliqué l'équation de di Prampero (1981) aux relations empiriques permettant d'élaborer des séances d'EPI, mises de l'avant par Purdy dans son livre (Purdy 2002). L'équation de di Prampero permet, à partir d'une vitesse de course sur une distance donnée, de connaître la puissance moyenne développée par l'athlète (di Prampero 1981). Thibault a aussi fait le choix de représenter l'intensité en puissance relative, exprimée en pourcentage de la puissance aérobie maximale (PAM), soit la puissance où la consommation

d'oxygène atteint son maximum lors d'une épreuve d'effort progressif menant à l'épuisement (Thibault 2009). Le modèle est représenté sous forme graphique (Figure 5) avec sur l'axe des x, la durée des fractions d'exercice à haute intensité, et, sur l'axe des y, le nombre de répétitions. Chaque courbe correspond à une intensité exprimée en pourcentage de la PAM. Chaque point correspond à une séance d'entraînement. Les points sur une même courbe sont des séances effectuées à la même intensité. Selon le nombre de répétitions, les séances sont subdivisées en séries. Le nombre de séries et de répétitions dans chacune de celles-ci, de même que les durées de repos et de récupération, sont déterminés selon le nombre total de fractions d'exercice à haute intensité composant la séance. Les séances ayant 7 répétitions et moins se composent d'une seule série et le repos entre chaque répétition est de 5 minutes. Les séances composées de 8 à 13 répétitions sont constituées de deux séries, pour lesquelles le repos entre les répétitions est de 3 minutes, alors que la récupération entre les séries est de 10 minutes. Les séances composées de 14 à 23 répétitions sont constituées de 3 séries, pour lesquelles le repos entre les répétitions est de 2 minutes, alors que la récupération entre les séries est de 5 minutes. Enfin, les séances composées de 24 répétitions ou plus sont constituées de 4 séries, pour lesquelles le repos entre les répétitions est de 1 minute, alors que la récupération entre les séries est de 3 minutes. À noter que la subdivision en séries, ainsi que l'attribution des durées de repos telles que proposées par Thibault (2003), sont en partie inspirées des relations de Purdy. Cependant, Thibault (2003) y a apporté des ajustements arbitraires (notamment la subdivision en séries) basés sur des observations de terrain.

## INTERVAL TRAINING MODEL

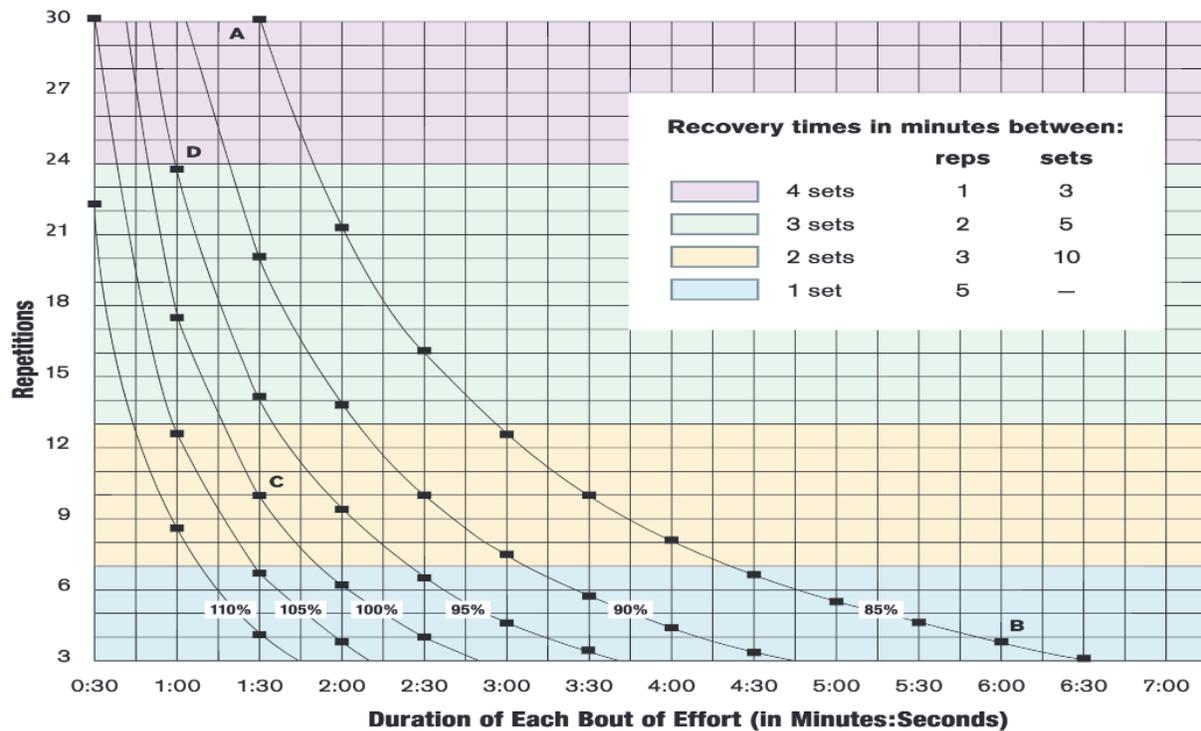


Figure 5. Le modèle graphique de Thibault (2003). L'axe des x présente la durée des répétitions, et, l'axe des y, le nombre de répétitions. Chaque courbe correspond à une intensité exprimée en pourcentage de la PAM. Chaque point correspond à une séance d'entraînement. Les points sur une même courbe sont des séances effectuées à la même intensité. Selon le nombre de répétitions, les séances sont subdivisées en séries, dont la répartition et la durée de repos sont inscrites dans l'encadré en haut à droite. Figure tirée de Thibault (2003) avec permission.

Le modèle de Thibault est synthétique. Il présente toute l'information sur un seul graphique, ce qui évite d'avoir à référer à plusieurs tables, comme c'est le cas avec le livre de Purdy (2002). De plus, par rapport au modèle de Purdy, le modèle de Thibault présente des séances qui sont légèrement plus complexes dans leur structure, puisqu'elles sont subdivisées en séries.

Puisqu'il découle du modèle de Purdy, le modèle de Thibault présente des séances ayant un degré de difficulté homogène et équivalent à celui proposé par le modèle de Purdy. Cependant, tel que mentionné précédemment, ce degré de difficulté proposé par Purdy est non seulement subjectif et mal défini, mais il varie très certainement selon le profil du participant. Ce faisant, le degré de difficulté du modèle de Thibault n'est peut-être pas homogène non plus sur l'ensemble

des séances proposées. Logiquement, un athlète ayant une plus grande endurance aura plus de facilité à travailler à 85 % de sa PAM, alors qu'un sprinter aura plus de facilité à travailler à 110 % de sa PAM. Bien que le modèle ait été amplement utilisé par des entraîneurs et des athlètes, spécialement au Canada, en France et aux États-Unis, une validation rigoureuse issue de données collectées par des athlètes ayant des caractéristiques physiologiques distinctes serait nécessaire pour le valider.

## **3.2 Modèles basés sur le concept de puissance critique**

L'une des principales critiques du modèle graphique de Thibault concerne les périodes de repos, qui sont fixes. Selon les objectifs du participant et, par exemple, les demandes spécifiques d'une compétition sportive, certains entraîneurs peuvent vouloir explorer des séances avec des durées de repos différentes de celles proposées par les modèles de Thibault (2003) et de Purdy (2002). De plus, les modèles empiriques de l'exercice intermittent servent principalement à donner des lignes directrices aux entraîneurs pour faciliter l'élaboration de séances d'EPI. Cependant, pour bien comprendre les processus physiologiques sous-jacents à l'exercice intermittent, il est primordial d'avoir des modèles qui tiennent compte de l'ensemble des cas de figure possibles, et qui permettent donc de faire varier l'ensemble des paramètres composant une séance d'EPI sur un vaste continuum. Le modèle de Morton et Billat (2004), et celui de Skiba (Skiba et Clarke 2021; Skiba et al. 2012, 2015) permettent d'avoir une plus grande liberté pour choisir la durée et l'intensité des périodes de repos. Ces modèles de l'exercice intermittent sont basés sur le modèle de puissance critique de l'exercice continu de Monod et Scherrer (1965), présenté à la section 2.2.2.

### **3.2.1 Modèle de Morton et Billat**

Le modèle de Morton et Billat (2004) est une application du modèle de puissance critique à des exercices intermittents. La seule cause de l'épuisement suggérée par le modèle de puissance critique est la déplétion complète du  $W'$ . En continuité avec ce principe, le modèle de Morton et Billat veut qu'un athlète travaillant à une puissance  $P_W$  supérieure à sa CP, pour une durée  $t_W$ , déplete son  $W'$  de façon linéaire et proportionnelle à la différence entre cette puissance

de travail et la CP. L'Équation 18 exprime cette déplétion, dans laquelle le  $W'_{bal}$  constitue la quantité de  $W'$  restante à tout moment durant l'exercice.

$$W'_{bal} = W' - (P_W - CP) \cdot t_W \quad (18)$$

Le modèle de Morton et Billat propose qu'un athlète travaillant à des puissances  $P_R$ , inférieures à sa CP, pour une durée  $t_R$ , restaure son  $W'$  de façon linéaire et proportionnelle à la différence entre cette puissance de travail et la CP. L'Équation 3 exprime cette réplétion.

$$W'_{bal} = W' - (CP - P_R) \cdot t_R \quad (19)$$

La Figure 6, tirée de l'étude de Morton et Billat (2004), montre la restauration et la déplétion du  $W'$  au cours d'une séance type. Lors de cette séance, l'athlète alterne des périodes d'effort à des puissances supérieures à sa CP ( $P_W$ ) et des périodes de repos à des puissances inférieures à sa CP ( $P_R$ ). La Figure 6 illustre le comportement attendu du  $W'_{bal}$  selon ce modèle.

Pour établir leur modèle, Morton et Billat (2004) ont fait réaliser des séances intermittentes à des coureurs et ont déterminé, à partir des hypothèses soulevées plus haut, leur CP et  $W'$  individuels. Ils les ont ensuite comparés aux CP et  $W'$  déterminés à partir de leurs meilleurs temps sur 3, 5 et 10 km. La CP trouvée à partir du protocole intermittent était plus basse que celle obtenue à partir des meilleures performances des athlètes. Les auteurs attribuent principalement cette différence à la reconstitution du  $W'$ , qui est linéaire dans l'étude. Ils reconnaissent qu'en pratique, la reconstitution s'effectue probablement de façon curvilinéaire (Morton et Billat 2004).

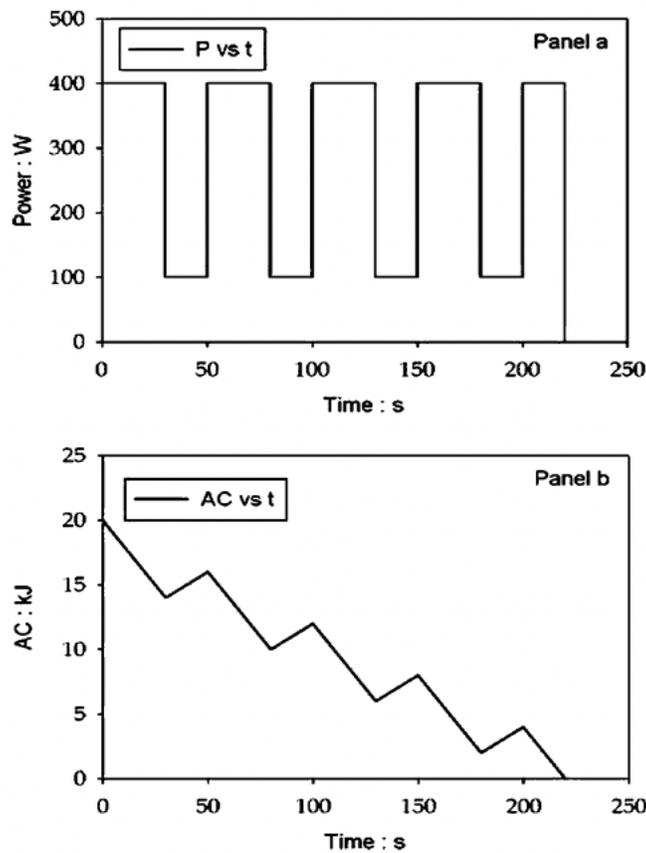


Figure 6. Le modèle de Morton et Billat (2004). La figure du bas montre la déplétion et la restauration du  $W'$  au cours d'une séance type présentée dans la figure du haut. Lorsque la puissance produite par l'athlète est supérieure à la puissance critique, le  $W'$  est déplété de façon linéaire. Lorsque la puissance est inférieure à la puissance critique, le  $W'$  est restauré de façon linéaire. La déplétion et la restauration se font proportionnellement à la différence entre la puissance de travail de l'athlète et sa CP. La Figure est présentée avec la permission de Springer Nature.

### 3.2.2 Modèle de Skiba

Suite aux travaux de Morton et Billat (2004), des études ont permis de montrer que la récupération du  $W'$  ne se faisait pas de façon linéaire, mais plutôt de façon curvilinéaire (exponentielle) (Ferguson et al. 2010). Ainsi, en se basant sur les travaux de Ferguson et ses collègues (2010), Skiba a proposé une version améliorée du modèle de Morton et Billat (Skiba et al. 2012). Elle suppose une récupération exponentielle du  $W'$ . Le modèle se résume à l'Équation 20, décrivant l'état du  $W'_{bal}$  à tout moment au cours de l'exercice.

$$W'_{bal}(t) = W' - \int_0^t W'_{exp} \cdot \exp\left(\frac{-(t-u)}{\tau_{W'}}\right) du \quad (20)$$

$W'_{exp}$  correspond à la quantité  $W'$  dépensée par rapport à la quantité initiale au moment de commencer l'exercice. La constante  $\tau_{W'}$ , a été déterminée de façon empirique à partir de données de terrain, recueillies auprès d'athlètes, en calculant la capacité de reconstitution moyenne,  $\tau_{W'}$ , à différentes intensités (Équation 21).

$$\tau_{W'} = 546 \cdot \exp(-0,01 \cdot D_{CP}) + 316 \quad (21)$$

Dans cette équation,  $D_{CP}$  représente la différence entre la puissance de travail et la CP de l'athlète à un moment donné.

Plusieurs auteurs semblent adhérer au modèle de Skiba (Townsend et al. 2017; Broxterman et al. 2016; Sreedhara, Mocko, et Hutchison 2019; Caen et al. 2019). Pour valider le modèle, Skiba et ses collègues (2014) ont demandé à des cyclistes de fournir les données de séances d'entraînement qu'ils n'avaient pu mener à terme parce qu'elles étaient trop difficiles, de même que des séances d'entraînement que les cyclistes avaient complétées, mais qui s'étaient avérées particulièrement difficiles. Ils ont ensuite analysé ces données pour conclure que le  $W'$  des athlètes était en général épuisé pour les séances qui étaient trop difficiles pour être complétées. Parmi les biais qui découlent de ce processus expérimental, il y a la notion subjective de l'épuisement. Pour tout exercice, les athlètes tendent à s'autoréguler en fonction de leurs expériences passées (Marcora 2019; Pageaux 2014). Ainsi, on ne peut exclure que l'appréciation du degré de difficulté (épuisement ou non) était biaisé par les perceptions des athlètes par rapport à la tâche à accomplir, en fonction de leurs capacités actuelles, qui se résument dans le modèle de Skiba par la CP et le  $W'$ . De plus, le niveau de performance des athlètes évolue au fil du temps. Ainsi, rien ne garantit que la CP et le  $W'$  utilisés pour valider le modèle correspondent réellement à la CP et au  $W'$  des athlètes la journée où ils ont réalisé une séance particulière. Enfin, le niveau d'épuisement d'un athlète un jour donné peut aussi être influencé par des variables contextuelles, comme son niveau de motivation, l'accumulation de fatigue des jours précédents, la quantité et la qualité de son sommeil, etc. (Marcora, Staiano, et Manning 2009; Marcora 2019; Pageaux 2014; Smirmaul, Dantas, et Nakamura 2013). En raison de ces biais, la validation du

modèle de Skiba (2014) doit être considérée à ce stade-ci comme une simple tentative. Nous verrons au chapitre 4 qu'il existe des limites au modèle de Skiba, qui restreignent ses applications pratiques.

En réponse à certaines critiques, qui soulevaient des problèmes d'unités de mesure dans l'équation initiale proposée par Skiba (2012), celui-ci a apporté des clarifications, indiquant que l'intégrale présentée dans son modèle est une intégrale de convolution (Skiba et Clarke 2021). Ce type d'intégrale repose sur un processus itératif, qui requiert une grande capacité de calcul, et rend le modèle difficile à implémenter dans une application qui permettrait, par exemple, de suivre l'évolution en temps réel du  $W'$  lors d'une séance d'entraînement. Cependant, l'intégrale de convolution présente un certain intérêt. En effet, des observations suggèrent que même lors de la phase de déplétion du  $W'$ , il y a une reconstitution faible, mais non négligeable du  $W'$  (Broxterman et al. 2016; Krstrup et al. 2004; Vanhatalo, Doust, et Burnley 2008). Ce phénomène est reflété dans l'intégrale de convolution proposée par Skiba (Skiba et Clarke 2021). Cependant, cette méthode de calcul introduit une contradiction majeure lorsque le modèle de Skiba est appliqué à l'exercice continu. En récupérant une partie du  $W'$  dépensé précédemment au cours d'un exercice continu, le modèle surestime la puissance pouvant être maintenue sur celui-ci (Skiba et Clarke 2021). Paradoxalement, c'est à partir de données sur des exercices continus que les paramètres du modèle sont définis.

Pour réduire la complexité des calculs et corriger certains défauts du modèle, notamment quant à l'individualisation de la constante  $\tau_{W'}$ , une version simplifiée et plus intuitive du modèle de Skiba a été proposée (Skiba et al. 2015). Dans cette version, la restauration du  $W'$  repose uniquement sur la différence entre la puissance de travail de l'athlète par rapport à sa puissance critique. Cette version du modèle repose sur la résolution d'équations différentielles, qui décrivent la variation du  $W'$ . Une première équation décrit la variation du  $W'$  lorsque la puissance est supérieure à la CP.

$$\frac{dW'(t)}{dt} = -(P - CP) \quad (22)$$

On peut résoudre l'Équation 22 pour obtenir la solution suivante, qui décrit de façon itérative l'état du  $W'$  à un moment  $t_i$ , selon la puissance de travail  $P_i$  à ce même moment.

$$W'(t_i) = W'(t_{i-1}) - (P_i - CP) \cdot (t_i - t_{i-1}) \quad (23)$$

Une deuxième équation décrit la variation du  $W'$  si l'athlète travaille à une puissance inférieure à sa CP.

$$\frac{dW'(t)}{dt} = \left(1 - \frac{W'(t)}{W'_0}\right) \cdot (CP - P) \quad (24)$$

La solution de l'Équation 24 permet de suivre l'évolution du  $W'$  lors de la réplétion, et ce de façon itérative.  $W'_0$  correspond au  $W'$  initial de l'athlète avant de commencer l'exercice.

$$W'(t_i) = W'_0 - [W'_0 - W'(t_{i-1})] \cdot \exp\left(\frac{P_i - CP}{W'_0} (t_i - t_{i-1})\right) \quad (25)$$

Cette version du modèle est plus intuitive, puisqu'elle met de côté l'idée qu'une restauration survient même lors de phases de déplétion. Ce faisant, elle corrige la contradiction majeure de la version présentée précédemment. Ensuite, elle est présentée sous une forme compacte et itérative, ce qui simplifie grandement les calculs et facilite l'intégration du modèle dans des applications commerciales, qui permettent de suivre, à mesure qu'une séance progresse, l'évolution du  $W'$  (Vanhatalo, Jones, et Burnley 2011; Skiba et Clarke 2021).

Les auteurs des deux versions du modèle reconnaissent leurs limites quant à la cinétique de reconstitution du  $W'$  lors des périodes de repos (Skiba et Clarke 2021). C'est d'ailleurs un point qui a été soulevé dans de nombreuses études (Weigend et al. 2021; Caen et al. 2019, 2021; Bartram et al. 2018, 2022). Néanmoins, les auteurs du modèle de Skiba attestent qu'il est pleinement fonctionnel à condition qu'il soit utilisé dans les conditions prescrites (Skiba et Clarke 2021). C'est-à-dire : 1) que la CP et le  $W'$  sont déterminés dans les conditions décrites plus tôt, soit sur des exercices maximaux continus de durées variant de 2 à 15 minutes (Morgan et al. 2019; Jones et al. 2010; Hill, Poole, et Smith 2002; Poole et al. 1988; Vanhatalo, Doust, et Burnley 2007), et 2) qu'il est utilisé pour des séances de durées variant entre 2 et 30 minutes, comprenant des exercices intermittents (Skiba et Clarke 2021). Dans le chapitre 4, présentant

l'étude originale du mémoire, nous explorerons l'étendue et les causes des limites du modèle de Skiba.

### **3.3 Modèles basés sur la charge d'entraînement**

#### **3.3.1 Charge d'entraînement**

La charge d'entraînement est un indice qui vise à résumer le stress physiologique perçu ou exercé sur l'athlète (Halson 2014; Foster, Rodriguez-Marroyo, et de Koning 2017; Passfield et al. 2022). La charge d'entraînement combine donc en une seule mesure un facteur d'intensité et un facteur représentant la durée de l'exercice. La charge interne résume le stress physiologique perçu par l'athlète (Halson 2014), et exprime le facteur d'intensité par le biais de marqueurs physiologiques, comme la lactatémie et la fréquence cardiaque, ou de marqueurs subjectifs comme la perception d'effort. La charge externe résume le stress physiologique appliqué à l'athlète (Halson 2014) et exprime le facteur d'intensité par le biais de marqueurs physiques, comme la puissance relative ou la vitesse relative (Foster, Rodriguez-Marroyo, et de Koning 2017). La charge d'entraînement est beaucoup utilisée par les entraîneurs pour faciliter la planification de l'entraînement (Allen, Coggan, et McGregor 2019; Foster, Rodriguez-Marroyo, et de Koning 2017; Banister et al. 1975). Bien qu'il n'existe pas de consensus sur la façon idéale de faire varier la charge d'entraînement, celle-ci donne un indicateur aux entraîneurs du stress associé à une séance (Impellizzeri et al. 2022; Foster, Rodriguez-Marroyo, et de Koning 2017). Il existe plusieurs modèles permettant d'estimer la charge d'entraînement associée à une séance (Allen, Coggan, et McGregor 2019; Hayes et Quinn 2009; Banister et al. 1975; Mateo-March, Lillo-Beviá, et della Mattia 2022; Calvert et al. 1976). Dans les prochaines sections, nous explorerons deux de ces modèles. Le premier, le modèle de Hayes (2009) a été conçu spécialement pour calculer la charge associée à des exercices intermittents en course à pied. Le second, le modèle de Coggan (2019) a été commercialisé dans des applications. Ces modèles, tout comme les modèles empiriques présentés dans les sections précédentes, peuvent être utilisés pour développer une séance d'EPI ayant la charge d'entraînement désirée.

### 3.3.2 Modèle de Coggan

Le travail se définit comme le produit de la puissance et de la durée, et constitue un indice de la charge d'entraînement, puisqu'il conjugue, en une seule mesure, l'intensité et la durée de l'exercice (Halson 2014). Dans son livre, Coggan (2019) mentionne cependant que le travail est un mauvais indicateur de la charge d'entraînement, car la relation entre l'intensité de l'exercice et le stress physiologique qui en découle est curvilinéaire. Coggan (2019) mentionne aussi qu'il existe un délai entre le travail qui est effectué et les réponses physiologiques pendant l'exercice. Ce faisant, l'ordre séquentiel et la distribution temporelle des fractions d'exercice d'intensité variable influent sur la charge d'entraînement. Par exemple, 10 répétitions de 1 min d'exercice à 300 W alternées avec 1 min de repos à 150 W seront plus faciles à réaliser que 5 répétitions de 2 minutes d'exercice à 300 W alternées avec 2 min de repos à 150 W, alors que les deux séances reviendraient à faire le même travail (270 kJ).

Pour mieux représenter ces deux phénomènes (curvilinéarité des réponses physiologiques et leur délai), Coggan propose un algorithme de calcul de ce qu'il appelle la puissance normalisée ( $P_N$ ). Cet indice reflète mieux les phénomènes décrits précédemment qu'un simple calcul de la puissance moyenne. L'algorithme de puissance normalisée 1) calcule une moyenne mobile de la puissance sur des fenêtres de 30 s ; 2) élève la moyenne mobile de chaque fenêtre à la puissance 4 ; 3) calcule la moyenne des valeurs obtenues à l'étape 2 ; 4) prend la racine quatrième de la valeur obtenue à l'étape 3. Le résultat de l'étape 4 est la  $P_N$ . Il faut noter que dans son livre, Coggan ne propose pas de rationnel physiologique à l'utilisation de la puissance 4 dans le calcul de la  $P_N$  (Allen, Coggan, et McGregor 2019). Ce choix semble plutôt arbitraire et repose probablement sur des données de terrain ou de l'intuition des auteurs. La  $P_N$  est toujours égale ou supérieure à la puissance moyenne, parce que le calcul accorde un poids plus important aux puissances élevées, comparé à un simple calcul de moyenne.

À partir de la  $P_N$ , Coggan propose un facteur d'intensité (IF), qui est le ratio de la  $P_N$  et de la puissance moyenne maximale que l'athlète peut maintenir sur 1 h, qu'il appelle « functional threshold power » (FTP).

$$IF = \frac{P_N}{FTP} \quad (26)$$

Finalement, pour quantifier la charge d'entraînement, Coggan propose une mesure, qu'il appelle le « training stress score » (TSS), calculé à partir de la  $P_N$ , de la FTP et du IF, comme l'indique l'Équation 11.

$$TSS = \frac{T \cdot IF \cdot P_N}{FTP \cdot 3600} \quad (27)$$

À priori, le modèle de Coggan a été créé pour analyser la charge associée à des séances d'entraînement. Il est toutefois possible de faire le processus inverse et de déterminer les paramètres d'une séance d'EPI pour que celle-ci ait la charge voulue. Cependant, le concept de charge d'entraînement mis de l'avant par Coggan est limité. Tout d'abord, la FTP (qui est utilisée pour calculer le IF et le TSS) ne reflète pas le profil de l'athlète. C'est-à-dire que deux athlètes peuvent avoir la même FTP, mais l'un peut être plus endurant et donc avoir des records de puissance plus élevés sur des exercices de durées supérieures à une heure, alors que l'autre peut avoir des records plus élevés sur des durées inférieures à une heure. Ainsi, le IF et le TSS, mis de l'avant par Coggan, ne sont que des indicateurs relatifs par rapport à la puissance ou la charge que l'athlète peut soutenir sur une durée d'une heure. Nous verrons à la section 5.1.2 qu'une modification doit être apportée au modèle pour calculer le degré de difficulté d'une séance. L'étude originale présentée au chapitre 4 explore entre autres les limites du modèle de Coggan.

### 3.3.3 Modèle de Hayes

Tout comme le modèle de Coggan (2019), le modèle de Hayes (2009) fournit un indice de la charge d'entraînement. Ce modèle a été développé spécifiquement pour la course à pied et propose une mesure de charge appelée le « Training Impulse » (TRIMP). À noter que le TRIMP proposé par Hayes diffère du concept de TRIMP mis de l'avant par Banister et ses collègues (1975). L'Équation 18 résume le calcul du TRIMP, qui repose sur trois facteurs, soit l'intensité relative (I), la distance parcourue (D) et la concentration de l'intensité (C). La concentration de l'intensité permet de tenir compte de la distribution de celle-ci au cours de séance. En reprenant l'exemple utilisé précédemment, une séance composée de 5 répétitions de 2 minutes effectuées

à 300 W, entrecoupées de périodes de repos de 2 min à 150 W aura un facteur de concentration plus important qu'une séance composée de 10 répétitions de 1 min à 300 W, entrecoupées de périodes de repos de 1 min de repos à 150 W. Bien qu'un travail équivalent de 270 kJ est effectué pour chacune des séances, la première aura un TRIMP plus élevé en raison du facteur de concentration.

$$TRIMP = I \cdot C \cdot D \quad (18)$$

Les calculs des facteurs d'intensité, de concentration et de distance sont assez complexes. Ultimement, l'objectif du TRIMP présenté par Hayes (2009) est d'obtenir une mesure de charge qui prend en compte non seulement les relations curvilinéaires entre l'intensité et les réponses physiologiques, mais aussi la concentration de cette intensité au cours de la séance. Avec son facteur de distance, Hayes va plus loin que Coggan, puisqu'il intègre, entre autres, le fait que les réponses physiologiques évoluent en cours d'une séance, notamment parce que l'efficacité énergétique tend à diminuer à mesure que l'exercice progresse en durée (Margaria et al. 1963; Sproule 1998; Hunter et Smith 2007; Thomas, Fernhall, et Granat 1999).

Le modèle de Hayes présente cependant des limites importantes, notamment parce qu'il repose sur le modèle de puissance critique à trois paramètres de Morton (1996), qui est présenté dans le chapitre 2. Bien que le modèle à trois paramètres de Morton soit une version améliorée du modèle de puissance critique (Monod et Scherrer 1965), il comporte tout de même une asymptote, soit une puissance limite, qui pourrait être maintenue indéfiniment. Cette limite est aussi appelée puissance critique, ou vitesse critique, dans le modèle à trois paramètres de Morton (1996). Une autre faiblesse du modèle de Hayes (2009) est qu'il découle des modèles de suivi de la charge proposés par Banister, Calvert et Busso (Banister et al. 1975; Banister et Calvert 1980; Calvert et al. 1976; Busso, Carasso, et Lacour 1991), alors que le rationnel physiologique de ceux-ci n'est toujours pas validé (Imbach et al. 2022).

Le modèle de Hayes ne permet d'analyser que des séances d'EPI composées de  $m$  séries ayant chacune le même nombre de répétitions ( $n$ ), effectuées à la même intensité. Des séances ayant un degré de complexité plus élevé (ex. avec variation du nombre de répétitions par série et

leur intensité, ou avec variation stochastique de l'intensité) ne pourraient être analysées à l'aide de ce modèle.

Enfin, tout comme le modèle de Coggan (2019), le modèle de Hayes (2009) fournit un indice de la charge d'entraînement (TRIMP), mais ne permet pas d'apprécier le degré de difficulté d'une séance. Pour y arriver, il faut procéder à une légère modification qui sera présentée à la section 5.1.2.

### **3.4 Modèles hydrauliques**

Les modèles hydrauliques ont pour but de représenter les processus physiologiques qui se déroulent lors d'exercices intermittents par le biais de réservoirs de liquide qui se vident et se remplissent à différents rythmes selon l'intensité de l'exercice. Les modèles hydrauliques visent à mieux représenter, conceptuellement, l'interaction des différents processus physiologiques à l'exercice et à favoriser leur compréhension. Ces modèles sont donc prometteurs, puisqu'ils pourraient, s'ils s'avèrent valides, non seulement d'aider les intervenants sportifs dans la prescription de séances d'EPI, mais aussi faciliter la compréhension des processus physiologiques et permettre de mieux cibler les méthodes d'entraînement selon les besoins particuliers et les objectifs des athlètes. Cependant, ces modèles sont plus complexes, donc plus difficiles à appliquer en pratique.

#### **3.4.1 Modèle de Margaria**

Le premier modèle hydraulique a été proposé par Margaria (1976). Il s'agit d'un modèle conceptuel, et aucune équation mathématique ne permet de quantifier l'interaction entre ses différentes composante. La Figure 7 illustre le modèle tel que présenté par Margaria (1976). Initialement, il était principalement utilisé à des fins pédagogiques, pour enseigner aux étudiants l'interaction des différents processus physiologiques lors d'un exercice (Morton 2006).

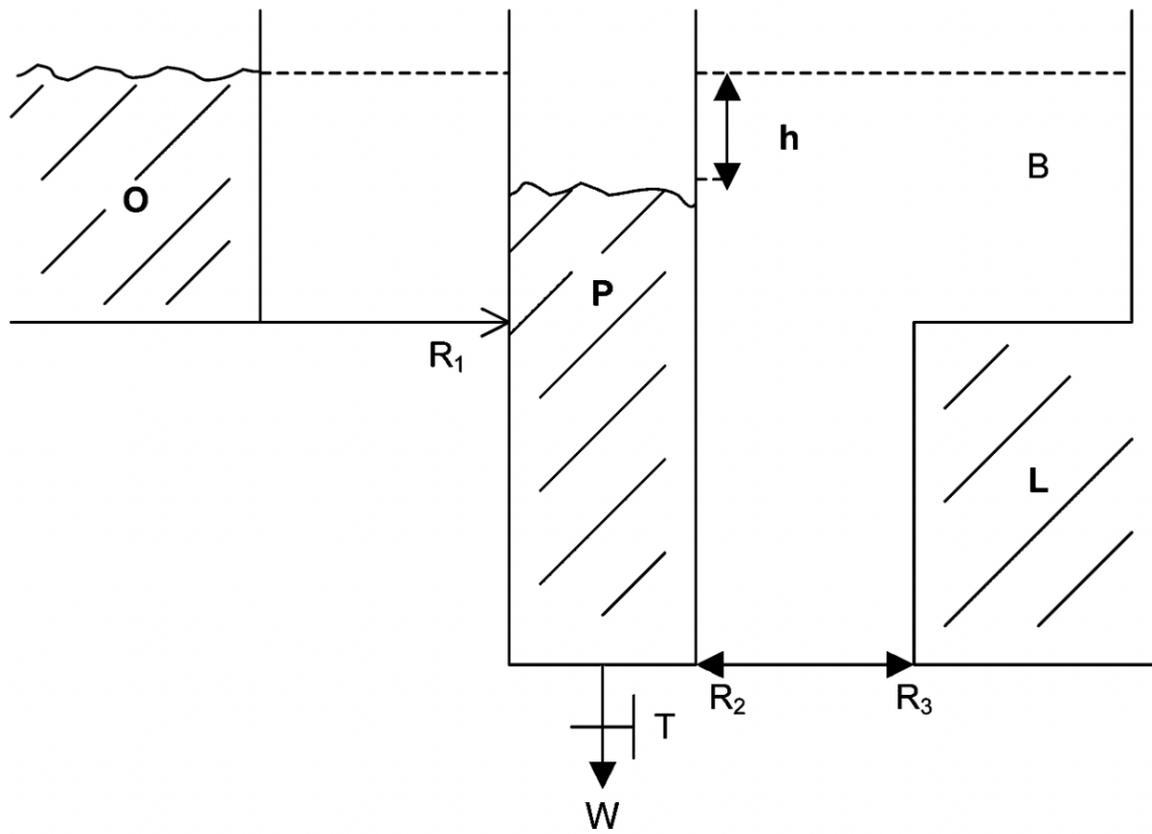


Figure 7. Le modèle hydraulique de Margaria tiré de la revue de Morton (2006). *T* est un robinet, qui peut être ouvert selon le débit souhaité. Ce débit, exprimé par la variable *W*, correspond à la puissance de travail déployée par l'athlète. Le robinet *T* est connecté à un réservoir *P*, représentant l'énergie anaérobie alactique disponible. Ce réservoir *P* est quant à lui connecté à un second réservoir *L*, qui correspond à un réservoir d'énergie anaérobie lactique. Ces deux réservoirs sont connectés par les canaux *R*<sub>2</sub> (*L* vers *P*) et *R*<sub>3</sub> (*P* vers *L*). À noter que le réservoir *L* est connecté à un tuyau, *B*, qui fournit de l'énergie en continu au réservoir *L*. Cet apport en continu permet de justifier le fait qu'au repos, il existe une production de lactate (Morton 2006; Brooks 1986). Enfin, *O* est un réservoir infini représentant l'énergie aérobie disponible. *O* et *P* sont connectés par le canal *R*<sub>1</sub>. L'énergie peut uniquement circuler de *O* vers *P*, puisque *O* est infini. Le paramètre *h* permet d'apprécier la quantité d'énergie utilisée dans le réservoir *P*. La Figure est présentée avec la permission de Springer Nature.

Tel qu'illustré à la Figure 7, le modèle de Margaria (1976) repose sur trois réservoirs d'énergie (*O*, *P* et *L*), reliés par des canaux (*R*<sub>1</sub>, *R*<sub>2</sub> et *R*<sub>3</sub>), et d'un robinet *T*, qui gouverne le débit d'énergie fourni par l'athlète. Lorsqu'un athlète effectue un exercice nécessitant une contribution

énergétique  $W$ , le réservoir  $P$  se vide graduellement. Puis, selon l'intensité de l'exercice, un équilibre se crée. La valeur de  $P$ , qui peut être quantifiée à l'aide du paramètre  $h$ , se stabilise en raison des contributions d' $O$  et de  $L$ . Cet équilibre dans le réservoir  $P$  survient à différents niveaux,  $h$ , selon l'intensité ( $W$ ). Cet équilibre peut aussi être limité dans le temps, si, par exemple, le réservoir  $L$  vient à se vider et que seule la contribution de  $B$  subsiste. Dans ce cas précis, l'athlète ne pourra plus soutenir la demande énergétique ( $W$ ) et aura atteint un état théorique d'épuisement. Lorsque l'athlète cesse son exercice, le robinet  $T$  se referme. À ce moment, le réservoir  $O$  viendra progressivement remplir  $P$  et  $L$  par les canaux  $R_1$  et  $R_3$ . Après un certain temps, les réservoirs  $P$  et  $L$  seront à nouveau remplis et l'athlète aura, selon ce modèle, alors pleinement récupéré.

### **3.4.2 Modèle de Margaria-Morton**

Morton a cherché à améliorer et quantifier le modèle de Margaria, qui demeurait jusqu'alors seulement conceptuel. Il a d'abord trouvé la seule configuration des différents réservoirs qui soit réaliste, présentée à la Figure 8 (Morton 1985, 1986, 1990). Il a ensuite proposé des équations pour quantifier la quantité d'énergie dans les réservoirs et le flux de l'énergie entre ceux-ci. Morton a intitulé ce modèle, le modèle de Margaria-Morton (Morton 1985, 1986, 1990).

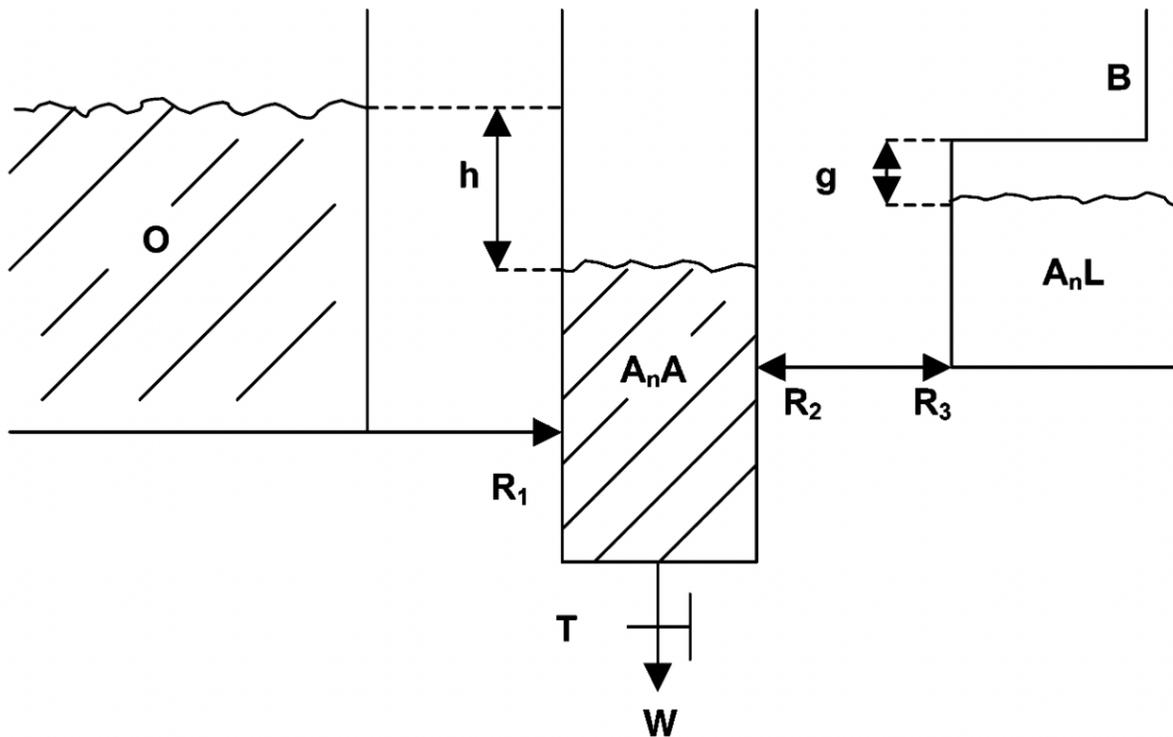


Figure 8. Le modèle hydraulique de Margaria-Morton (Morton 2006). Le modèle demeure très similaire au modèle de Margaria (1976). Morton a renommé les réservoirs P et L, AnA et AnL, respectivement. Il a aussi ajouté le paramètre  $g$ , qui permet de quantifier l'énergie restante dans le réservoir AnL. La Figure est présentée avec la permission de Springer Nature.

Morton a renommé les réservoirs  $P$  et  $L$ ,  $AnA$  et  $AnL$  respectivement. Ces abréviations font référence aux réservoirs anaérobies alactique et lactique, tels que décrits par Margaria (1976). La principale différence avec le modèle théorique de Margaria réside dans la position des réservoirs  $L$  (que Morton a appelé  $AnL$ ) et  $O$ . Le réservoir  $AnL$  se connecte au réservoir  $P$ , que Morton a appelé  $AnA$ , plus haut que le raccord entre les réservoirs  $P$  et  $O$ . Cette subtilité fait en sorte que, selon l'intensité de l'exercice, le réservoir aérobie ( $O$ ) peut remplir le réservoir anaérobie lactique, ce qui facilite l'application du modèle à des exercices intermittents. Morton a aussi ajouté le paramètre  $g$  pour quantifier l'énergie dans le réservoir  $AnL$ . Morton a formulé des équations différentielles décrivant le flux de liquide d'un réservoir à l'autre (Morton 1990). Le modèle de Margaria-Morton demeure théorique, pour lequel on fixe des paramètres d'entrée et on observe

si son comportement du modèle demeure réaliste. Morton n'a pas cherché à paramétrer le modèle à partir de données de terrain ou de laboratoire, il n'est pas appliqué sur le terrain pour prescrire des séances d'EPI. Bien que le comportement du modèle de Margaria-Morton, observé lors de simulations, n'est pas toujours réaliste, il demeure nettement supérieur au modèle de puissance critique quant aux interactions de ses éléments conceptuels (Morton 2006). Morton propose une suite à ces travaux entourant son modèle hydraulique. Il s'agit de procéder à une série d'allers-retours consistant à confronter le modèle aux données de terrain pour faire ressortir ses limites, et d'ajuster les paramètres et les équations pour restreindre ces limites. À terme, ce processus itératif devrait aboutir à un modèle plus réaliste, comportant moins de limites (Morton 1990).

### **3.4.3 Modèle de Sundström**

Sundström s'est basé sur le modèle Margaria-Morton (Morton 1990) pour élaborer des stratégies de gestion d'effort pour le ski de fond (Sundström 2016). Il a apporté une modification au réservoir *O*, en le divisant en deux sous-réservoirs. Le premier correspond à une réserve limitée de glucose et le second, une réserve illimitée de lipides. Ces deux réservoirs viennent se connecter au réservoir *AnA* par deux canaux distincts. Le flux de liquide à travers le canal des lipides est différent de celui à travers le canal du glucose (Sundström 2016). L'avantage d'un tel modèle par rapport au modèle Margaria-Morton (Morton 1990), est que l'épuisement de l'athlète peut survenir pour plusieurs raisons. Il peut s'expliquer par la déplétion complète des réservoirs anaérobie lactique ou anaérobie alactique, faisant en sorte que l'athlète ne peut plus suffire à la demande énergétique. Ces causes d'épuisement étaient aussi présentes dans le modèle Margaria-Morton (Morton 1990). Cependant, selon le modèle de Sundström, l'athlète peut également être épuisé parce que ses réserves glucidiques sont épuisées (Sundström 2016). La séparation du réservoir aérobie en deux sous-réservoirs (glucose et lipides) complexifie un peu le modèle, tout en le rendant plus réaliste. Effectivement, la fatigue et l'épuisement sont des phénomènes complexes qui peuvent survenir pour différentes raisons selon le contexte dans lequel l'athlète réalise son exercice (Noakes 2000; Marcora 2019; Pageaux 2014; Allen et Westerblad 2001; Westerblad, Allen, et Lännergren 2002; Allen, Lamb, et Westerblad 2008).

La complexité associée à l'ajout de réservoirs de glucose et de lipides pourrait limiter les applications pratiques du modèle. En effet, il peut être difficile d'estimer et d'intégrer adéquatement dans un modèle le taux précis d'oxydation des substrats énergétiques d'un athlète et le pourcentage de l'énergie provenant de chaque substrat selon l'intensité de l'exercice. Les réserves disponibles de glucose et de glycogène de l'athlète ne sont pas toujours connues et peuvent varier selon son état de fatigue et ses stratégies nutritionnelles (Burke et al. 2011; Bergman et Brooks 1999).

Pour mettre son modèle à l'épreuve, Sundström (2016) s'en est tenu à des simulations, qui surestiment les temps à épuisement comparé à ceux mesurés empiriquement. Cette surestimation peut être due au fait que le modèle attribue des constantes aux taux d'oxydation des glucides et des lipides, de même qu'à la quantité de glucides disponible. Ces paramètres auraient pu être individualisés pour mieux tenir compte des caractéristiques des athlètes étudiés. Les surestimations du modèle peuvent aussi être dues à un problème de paramétrisation des différents réservoirs et des flux d'énergie entre ceux-ci. Cette paramétrisation pourrait être bonifiée en confrontant le modèle aux données de terrain, tel que suggéré par Morton (2006).

#### **3.4.4 Modèle de Weigend**

Weigend (2021; 2021) s'est attaqué au défi que représente l'application pratique des modèles de Margaria-Morton (Morton 1990) et de Sundström (2016). Pour ce faire, il a d'abord simplifié les composantes du modèle et est revenu à une version similaire à celle proposée par Morton (1985; 1986; 1990). La Figure 9 présente le modèle simplifié de Weigend.

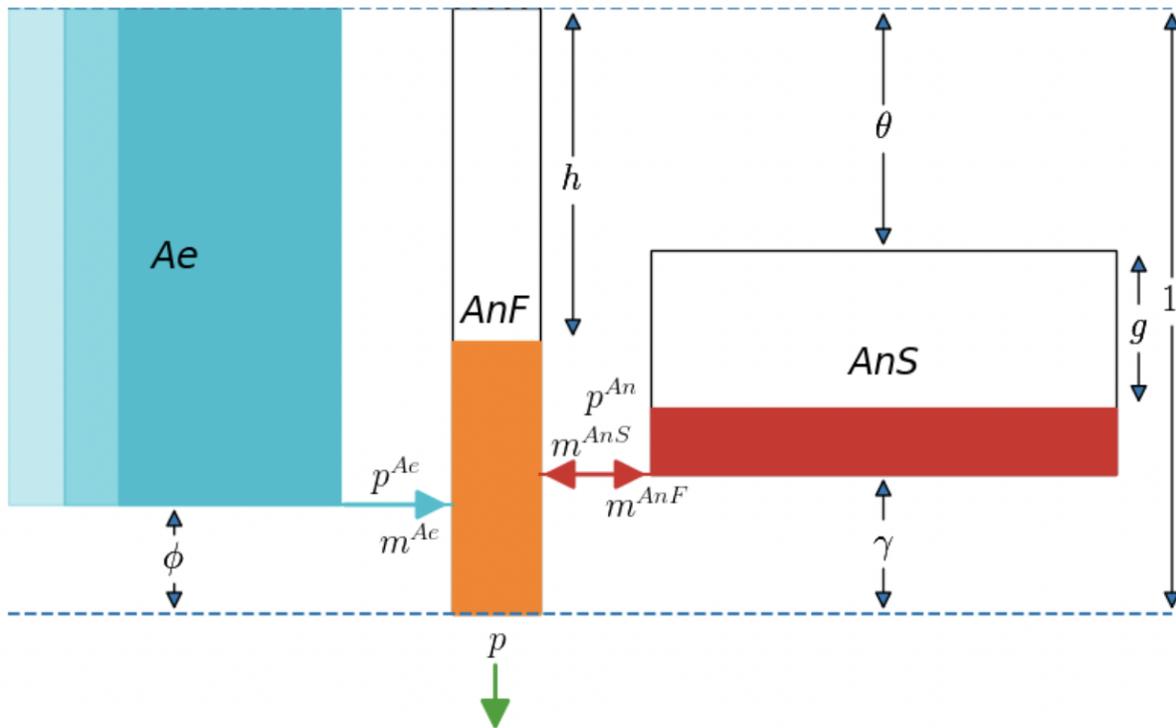


Figure 9. Le modèle hydraulique simplifié de par Weigend (2021).

La principale simplification du modèle est le retour à un réservoir aérobie infini. Weigend propose également un réservoir anaérobie fini, qui n'est plus lié à un tuyau B (présent dans les modèles de Margaria (1976) et de Margaria-Morton (1985; 1986)), alimentant constamment le réservoir. Ces simplifications réduisent à huit le nombre de paramètres. En plus d'élaborer une méthode permettant de paramétrer le modèle pour l'appliquer sur le terrain, Weigend propose des équations reflétant l'interaction des différents paramètres et des réservoirs (Weigend, Siegler, et Obst 2021). La paramétrisation du modèle repose sur un algorithme évolutif complexe, qui demande une importante capacité de calcul. Dans certains cas, l'algorithme requiert plusieurs heures pour déterminer les paramètres d'un seul athlète. Ceci constitue un obstacle pour implémenter le modèle auprès d'un grand nombre d'athlètes, par le biais, par exemple, d'une application commerciale.

En réponse aux faiblesses des modèles de Skiba (2012, 2015) quant à la modélisation de la reconstitution du  $W'$  lors des périodes de récupération, différentes études suggèrent (Bartram et al. 2018, 2022; Chorley et al. 2022) une reconstitution bi-exponentielle du  $W'$ , plus fidèle aux observations faites sur le terrain. Le modèle de Weigend s'approche encore davantage des données de terrain que le modèle de Bartram (Weigend et al. 2021). Ainsi, le modèle hydraulique présenté par Weigend propose un comportement plus réaliste que les modèles reposant sur le concept de puissance critique pour modéliser la récupération d'énergie lors d'exercices intermittents (Weigend, Siegler, et Obst 2021; Weigend et al. 2021, 2022). Le modèle prédit cependant l'atteinte du  $VO_2\text{max}$  à l'exercice beaucoup plus tôt que ce que suggèrent les données de terrain (Weigend et al. 2022). Enfin, la simplification du modèle par Weigend propose un réservoir d'énergie aérobie infini, ce qui laisse croire que l'exercice pourrait être illimité, alors que la fatigue se manifeste toujours après une durée finie (Noakes 2000). Puisque le modèle n'intègre pas de changement dans l'efficacité énergétique à mesure que l'exercice progresse, de dérive lente du  $VO_2\text{max}$  (Weigend et al. 2022) et de déplétion des réserves d'énergie, un comportement asymptotique subsiste. Le modèle de Weigend suggère ainsi qu'un athlète peut maintenir certaines puissances, inférieures à un seuil critique, pour une durée théoriquement infinie.

### **3.4.5 Modèle d'Eriksson**

En parallèle aux modèles de Margaria (1976), Morton (1990), Sundström (2016) et Weigend (2021), Eriksson (2016) a développé un modèle reposant sur des concepts très similaires. Le but du modèle était, tout comme pour celui de Sundström (2016), de définir une stratégie de gestion d'effort optimale pour une course de ski de fond. Une version schématique du modèle est présentée à la Figure 10.

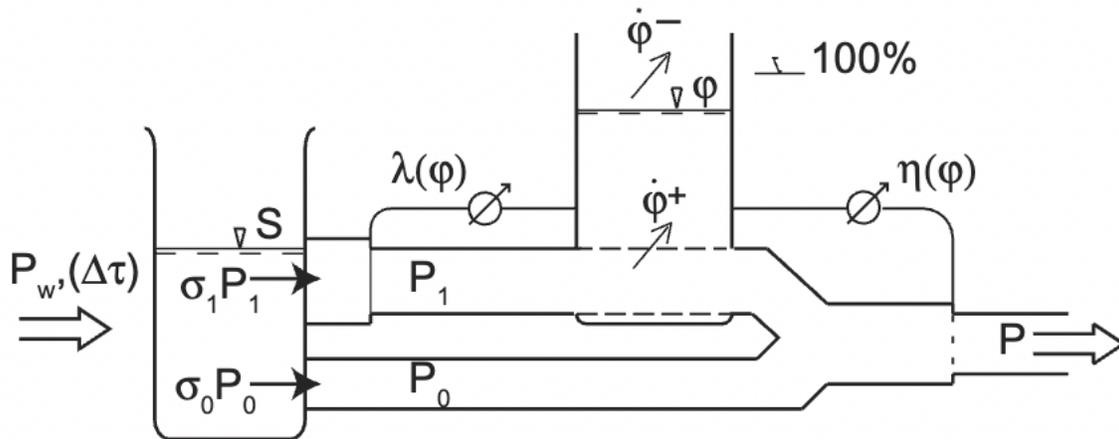


Figure 10. Le modèle hydraulique d'Eriksson (2016). Figure présentée avec la permission de Taylor and Francis.

Sans trop entrer dans les détails du modèle d'Eriksson (2016), soulignons que celui-ci est basé sur des concepts similaires aux autres modèles hydrauliques décrits précédemment. Tout comme le modèle de Sundström (2016), l'énergie produite par l'athlète provient de l'oxydation d'une réserve finie de glucose et infinie de lipides. Le pourcentage de l'énergie fournie par les glucides ou les lipides et les taux d'oxydation sont gouvernés par l'intensité de travail (Eriksson, Holmberg, et Westerblad 2016). Le modèle d'Eriksson définit une puissance aérobie maximale ( $P_0$ ), se rapprochant davantage du concept de puissance critique. Lorsque l'athlète travaille au-delà de cette puissance, il accumule de la fatigue. En travaillant en dessous de  $P_0$ , il dissipe de la fatigue. Le modèle d'Eriksson est intéressant parce que, tout comme le modèle de Sundström (2016), il propose d'explorer différentes explications pour l'épuisement de l'athlète (Noakes 2000; Marcora 2019; Pageaux 2014; Allen et Westerblad 2001; Westerblad, Allen, et Lännergren 2002; Allen, Lamb, et Westerblad 2008). En considérant la quantité de substrats énergétiques disponibles, le modèle évite aussi le comportement asymptotique découlant du modèle de puissance critique (Monod et Scherrer 1965). Le modèle n'a pas été validé sur des données de terrain, mais a plutôt fait l'objet de simulations pour lesquelles les paramètres du modèle ont été fixés en s'inspirant de valeurs de références présentées dans la littérature (Eriksson, Holmberg,

et Westerblad 2016). Selon ces simulations, le modèle agit de façon attendue d'un point de vue qualitatif. C'est-à-dire, par exemple, qu'en augmentant la dissipation de la fatigue, l'athlète arrive à épuisement moins rapidement. L'application du modèle demeure limitée, tout comme pour les autres modèles hydrauliques, par la quantité de paramètres devant être fixés et individualisés selon les caractéristiques de chaque athlète. Les équations et la dynamique qui s'opère entre les différents réservoirs des modèles hydrauliques restent à peaufiner, pour qu'ils puissent être appliqués sur le terrain.

### 3.5 Tableau comparatif des modèles de l'exercice intermittent

Les précédentes sections présentaient les principaux modèles de l'exercice intermittent. Le Tableau 4 résume le principe général de chaque catégorie de modèles, en plus d'énumérer leurs forces et leurs faiblesses.

Tableau 4. Comparaison des principaux modèles de l'exercice intermittent.

Catégorie	Principaux modèles	Principe	Forces	Faiblesses
Empiriques	Purdy, Thibault	Relation empirique qui permet d'assigner les différents paramètres d'une séance (durée des fractions d'exercice à haute intensité, nombre de répétitions, durée de repos), selon l'intensité choisie pour les fractions d'exercice à haute intensité.	1) Facile à comprendre et à utiliser.  2) Fournit un cadre utile et pratique aux entraîneurs.	1) Degré de difficulté mal défini, subjectif et peut-être hétérogène.  2) Liberté limitée quant à l'intensité et la durée des périodes de repos.
Puissance critique	Morton et Billat, Skiba	Puissance de travail supérieure à la CP : déplétion du $W'$ ; puissance de travail inférieure à la CP : réplétion du $W'$ . Épuisement atteint lorsque $W'$ est totalement déplété.	1) Grande liberté quant à la composition de la séance.  2) Relativement simple, peu de paramètres à mesurer auprès de l'athlète.	1) Calcul de reconstitution du $W'$ ne reflétant pas bien la réalité.  2) Représenté sur un modèle ancien et limité de l'exercice continu (modèle de puissance critique).
Charge d'entraînement	Coggan, Hayes	Permettent de créer des séances ayant la charge	1) Calculs relativement	1) Résumé des processus complexes

		d'entraînement voulue. Le ratio de la charge d'entraînement de la séance et de la charge maximale possible sur la durée de cette séance indique le degré de difficulté.	simples et faciles à implémenter (applications commerciales).  2) Les versions modifiées des modèles tiennent mieux compte du profil de performance global de l'athlète.	(fatigue, stress physiologique) en une seule mesure, ce qui est trop simpliste.  2) Le rationnel derrière le calcul de la charge d'entraînement est empirique et n'a pas été validé.
Hydrauliques	Margaria, Morton, Sundström, Weigend, Eriksson	Puissance de travail déterminée par un flux de liquide entre des réservoirs, représentant les réserves d'énergie anaérobie alactique, anaérobie lactique et aérobie.	1) Reposent sur des concepts physiologiques.  2) Proposent plusieurs explications potentielles à la fatigue et l'épuisement.	1) Complexes, nécessitent beaucoup de paramètres, ce qui complique leur application.  2) Les simulations ne sont pas toujours fidèles avec le comportement observé sur le terrain.

## Chapitre 4 – Limites des modèles populaires de l'exercice intermittent

Le processus évolutif de la modélisation, qui a permis aux modèles de l'exercice continu de graduellement s'améliorer, est beaucoup plus complexe à appliquer pour l'exercice intermittent. En effet, pour pouvoir améliorer un modèle, il faut le confronter à des données de terrain ou de laboratoire de qualité (Aris 1994). Pour l'exercice intermittent, ce type de données est particulièrement difficile à obtenir, notamment, parce que plus de paramètres doivent être pris en compte pour l'exercice intermittent pour que l'exercice continu. Il est vrai que beaucoup de sportifs font des séances d'EPI, qui sont souvent enregistrées dans des bases de données comme Strava ([www.strava.com](http://www.strava.com)) ou Golden Cheetah ([www.goldencheetah.org](http://www.goldencheetah.org)). Cependant, on ne peut considérer ces données comme étant de qualité, parce qu'on ne peut pas bien comparer les séances, ne connaissant pas leur degré de difficulté. Dans le cas des records du monde en course à pied, ou des profils de puissances records en cyclisme, utilisés pour valider les modèles de l'exercice continu, on peut davantage faire l'hypothèse que chaque record a été réalisé dans des conditions idéales et que l'athlète a vraiment fourni un exercice maximal. Ce faisant, moins de variables influent sur ces performances, ce qui facilite leur comparaison. Dans le cas des séances intermittentes enregistrées dans les différentes bases de données, on ne peut garantir qu'elles aient été réalisées dans des conditions idéales, avec le même niveau de fatigue initial, ou que le degré de difficulté de celles-ci soit le même d'une séance à l'autre. Ce faisant, on ne peut pas utiliser ces séances pour valider l'interaction des paramètres composant une séance d'EPI découlant des modèles de l'exercice intermittent.

Malgré le manque de validation, certains modèles de l'exercice intermittent ont été intégrés dans des applications commerciales couramment utilisées par des sportifs, des entraîneurs et des scientifiques. Le modèle de Coggan (2019) est l'un des plus utilisés en pratique, notamment par le biais des plateformes Training Peaks ([www.trainingpeaks.com](http://www.trainingpeaks.com)) et Golden Cheetah ([www.goldencheetah.org](http://www.goldencheetah.org)). Le modèle de Skiba (Skiba et al. 2012, 2015; Skiba et Clarke 2021) est quant à lui très populaire dans le milieu scientifique, et il a commencé à être

intégré à des outils comme Golden Cheetah ([www.goldencheetah.org](http://www.goldencheetah.org)) pour faciliter l'analyse, le suivi et la prescription de séances (Galán-Rioja et al. 2022; Pugh et al. 2022). Toujours en sachant qu'il n'existe pas réellement de banque de données de qualité de l'exercice intermittent, que savons-nous de l'étendue des limites des deux modèles, et comment pouvons-nous avoir une idée de ces limites ? Dans l'étude originale qui suit, nous avons emprunté une approche par simulations, et nous avons montré qu'il existe des zones de contradiction dans chacun de ces deux modèles, faisant ainsi ressortir d'importantes limites.

# Can Popular High-Intensity Interval Training (HIIT) Models Lead to Impossible Training Sessions?

Jérémy Briand<sup>1,2</sup>, Jonathan Tremblay<sup>1</sup>, Guy Thibault<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>École de Kinésiologie et des Sciences de l'Activité Physique, Faculté de Médecine, Université de Montréal, 2100 Boulevard Édouard-Montpetit, Montreal, QC, Canada, H3T 1J4

<sup>2</sup> Institut National du Sport du Québec, 4141 Avenue Pierre-De-Coubertin, Montreal, QC, Canada, H1V 3N7

Cet article a été publié dans la revue suisse Sports, le 6 janvier 2022

## Résumé

L'entraînement par intervalles de haute intensité (HIIT) est une méthode d'entraînement économe en temps pouvant potentiellement améliorer la santé et la condition physique de la population clinique, des sujets sains et des athlètes. De nombreux paramètres peuvent avoir un impact sur le degré de difficulté des séances de HIIT. Cette étude vise à mettre en évidence et à expliquer, par des déductions logiques, certaines limites des modèles de Skiba et Coggan, largement utilisés pour prescrire des séances de HIIT en cyclisme. Nous avons simulé 6198 séances différentes d'entraînement HIIT menant à épuisement, selon les modèles de Skiba et Coggan modifié (modification du modèle de Coggan avec l'introduction d'un critère d'épuisement), pour trois profils d'athlètes fictifs (spécialiste du contre-la-montre, tout-terrain, sprinter). Les simulations ont révélé des séances impossibles (c'est-à-dire exigeant des athlètes qu'ils dépassent leur puissance record pendant la durée de chaque période d'effort d'une séance), caractérisées par un faible nombre de répétitions d'effort de courtes durées, effectuées dans les domaines d'intensité sévère et extrême, alternées avec de longues périodes de repos. La fraction de séances impossibles dépend du profil de l'athlète et se situe entre 4,4 et 22,9 % pour le modèle Skiba, et entre 0,6 et 3,2 % pour le modèle Coggan modifié. Pour les intervenants

sportifs qui utilisent ces modèles du HIIT, cette étude souligne l'importance de comprendre les limites inhérentes et les hypothèses mathématiques de ces modèles afin de tirer des conclusions adéquates de leur utilisation pour prescrire des séances HIIT.

**Mots clés :** entraînement par intervalles ; exercice intermittent ; modélisation ; puissance critique ; prescription de l'entraînement ; réserve anaérobie

### **Abstract**

High-Intensity Interval Training (HIIT) is a time-efficient training method suggested to improve health and fitness for the clinical population, healthy subjects, and athletes. Many parameters can impact the difficulty of HIIT sessions. This study aims to highlight and explain, through logical deductions, some limitations of the Skiba and Coggan models, widely used to prescribe HIIT sessions in cycling. We simulated 6198 different HIIT training sessions leading to exhaustion, according to the Skiba and Coggan-Modified (modification of the Coggan model with the introduction of an exhaustion criterion) models, for three fictitious athlete profiles (Time-Trialist, All-Rounder, Sprinter). The simulation revealed impossible sessions (i.e., requiring athletes to surpass their maximal power output over the exercise interval duration), characterized by a few short exercise intervals, performed in the severe and extreme intensity domains, alternating with long recovery bouts. The fraction of impossible sessions depends on the athlete profile and ranges between 4.4 and 22.9% for the Skiba model and 0.6 and 3.2% for the Coggan-Modified model. For practitioners using these HIIT models, this study highlights the importance of understanding these models' inherent limitations and mathematical assumptions to draw adequate conclusions from their use to prescribe HIIT sessions.

**Keywords:** critical power; anaerobic reserve; modeling; exercise prescription; intermittent exercise

## 1. Introduction

Interval training, often referred to as high-intensity interval training (HIIT), is a training method where, in a single session, exercise bouts performed at high intensity are interspersed with periods of active or passive recovery, both lasting from a few seconds to a few minutes (Billat 2001; Blondel et al. 2001). Many studies have shown that HIIT can be a time-efficient and enjoyable method to improve health, fitness, and sports performance for clinical populations, healthy subjects, and athletes (Bacon et al. 2013; Milanović, Sporiš, and Weston 2015; Shiraev and Barclay 2012). Although HIIT is widely used in many sports (Rosenblat 2021), the prescription of HIIT sessions involves several parameters such as the number of sets and repetitions per set, the duration and intensity of the high-intensity and recovery intervals, etc. Every parameter can impact the overall difficulty level of the session. For any given individual, it is therefore hard to anticipate if the prescribed session will lead to the desired training load (Buchheit and Laursen 2013). There exists a variety of models to predict and better understand performance and fatigue over continuous exercise: the two-parameter (or hyperbolic) critical power model (Monod and Scherrer 1965), the three-parameter critical power model (Morton 1996), the Péronnet–Thibault model (Péronnet and Thibault 1989), and the Omni power-duration model (Puchowicz, Baker, and Clarke 2020). The two-parameter critical power model was adapted to intermittent exercise and improved through various iterations (Morton and Billat 2004; Ferguson et al. 2010; Pettitt 2016; Skiba et al. 2012; Skiba et al. 2015). Other models, by Coggan (Allen, Coggan, and McGregor 2019), Hayes (Hayes and Quinn 2009), and Purdy (Purdy 1996), can assist practitioners in the prescription and the analysis of HIIT sessions. In cycling specifically, two models stand out. The Skiba model (Skiba et al. 2012; Skiba et al. 2015), widely referred to in the scientific literature, and the Coggan model (Allen, Coggan, and McGregor 2019), commonly used in the field, in fact, by millions of users, in part through commercial apps such as TrainingPeaks ([www.trainingpeaks.com](http://www.trainingpeaks.com), accessed on 5 Jan 2022). The main goal in both models is to assess an individual's residual fatigue or capacity while performing repeated high-intensity exercise bouts, thus quantifying the relative training load or difficulty level of any HIIT session, and planning accordingly.

## 1.1 The Skiba Model

This HIIT model is based on the Monod and Scherrer hyperbolic model (Monod and Scherrer 1965) for continuous exercise, developed more than half a century ago. The model takes the form of the following equation:

$$P = \frac{W'}{t_{lim}} + CP \quad (1)$$

$t_{lim}$  is a given time to exhaustion, and  $P$  is the maximal average power sustained over that duration. Two key performance indices are derived from the Monod and Scherrer model: (1) the critical power ( $CP$ ), which is the power corresponding to the asymptote of the hyperbolic relationship between power and exercise duration, and (2) the  $W'$ , often assimilated to the anaerobic energy reserve or the amount of work that can be completed above  $CP$  (Bartram et al. 2018; Sreedhara, Mocko, and Hutchison 2019). The parameters are found by performing a linear fit of the athlete's work produced (product of power and duration) over various exercise trials (or competitions) of duration typically ranging between 2 and 15 min (Muniz-Pumares et al. 2019; Poole et al. 2016). The slope of the linear fit corresponds to the  $CP$ , and the zero intercept to the  $W'$ . The  $CP$  is sometimes considered a boundary between the heavy and severe intensity domains. The Skiba HIIT model puts forward that exercise at an intensity inferior to the  $CP$  is performed in a steady-state and could theoretically be sustained indefinitely (Black et al. 2017). This model posits that work performed above the  $CP$  depletes the  $W'$  at a rate proportional to the difference between the actual power output and the  $CP$ . It also asserts that when the  $W'$  is completely depleted ( $W'_{balance} = 0$ ), the athlete has reached exhaustion (Bartram et al. 2018) and cannot pursue the effort without prior recovery.

Different attempts were made to adapt the Monod and Scherrer continuous exercise critical power model to intermittent exercise and track the  $W'_{balance}$  along the repeated exercise and recovery bouts (Morton and Billat 2004; Ferguson et al. 2010). In the Skiba model latest iteration (Skiba et al. 2015), work performed below the  $CP$  allows replenishing  $W'$  curvilinearly,

at a rate proportional to the difference between the actual power output during recovery and the  $CP$ . The following set of equations describes the  $W'$  depletion and its recovery. The rate of  $W'$  depletion is always proportional to the difference between the power output ( $P$ ) and the  $CP$ . Thus,

$$\frac{dW'(t)}{dt} = -(P - CP) \quad (2)$$

Solving the differential equation (Equation 2) for the depletion:

$$W'(t_i) = W'(t_{i-1}) - (P_i - CP) \cdot (t_i - t_{i-1}) \quad (3)$$

As for the replenishment, the differential equation differs slightly. The replenishment is still proportional to the difference between  $P$  and the  $CP$ . However, it is also determined by the amount of  $W'$  expended from the initial value ( $W'_0$ ). The  $W'$  reconstitution differential equation is:

$$\frac{dW'(t)}{dt} = \left(1 - \frac{W'(t)}{W'_0}\right) \cdot (CP - P) \quad (4)$$

Solving the  $W'$  reconstitution differential equation (Equation 4):

$$W'(t_i) = W'_0 - [W'_0 - W'(t_{i-1})] \cdot \exp\left(\frac{P_i - CP}{W'_0}(t_i - t_{i-1})\right) \quad (5)$$

## 1.2 The Coggan Model

A second HIIT model commonly used in cycling is the Coggan model (Allen, Coggan, and McGregor 2019). It starts with the principle that work (product of power and duration) is a poor indicator of training load; it introduces new metrics reflecting the curvilinear relationship between power output and the physiological responses. For any HIIT session, it allows to compute a Normalised Power ( $P_N$ ), an Intensity Factor (IF), and a Training Stress Score (TSS) (Allen, Coggan, and McGregor 2019). The  $P_N$  is calculated by an algorithm which (1) takes the average power output over 30 s rolling average windows, (2) raises the average power of each window to the fourth power, (3) computes the mean of the values obtained at step 2, and (4) takes the fourth

root of that mean. The IF is a dimensionless value proposed by Coggan to put in perspective the  $P_N$  of the session with respect to the athlete's highest average power output sustained over an hour (referred to as the Functional Threshold Power, or FTP):

$$IF = \frac{P_N}{FTP} \quad (6)$$

TSS is a metric used to quantify training load. It is computed from the  $P_N$  and the IF:

$$TSS = \frac{T \cdot IF \cdot P_N}{FTP \cdot 3600} \quad (7)$$

where  $T$  is the total duration of the session in seconds.

## 1.2 Practical and Theoretical Value of the Models

On the one hand, the Skiba model and the  $CP$  concept are commonly referred to in the scientific literature. The  $CP$  models are considered simple, robust, and promising (Sreedhara, Mocko, and Hutchison 2019; Jones et al. 2010). The parameters ( $CP$  and  $W'$ ) are presumed to be associated with physiological responses to exercise (Sreedhara, Mocko, and Hutchison 2019; Chorley and Lamb 2020; Jones and Vanhatalo 2017; Vanhatalo, Jones, and Burnley 2011). On the other hand, the  $CP$  concept is also widely criticized and referred to as a purely mathematical artifact with very few practical applications (Gorostiaga, Sánchez-Medina, and Garcia-Tabar 2021; Vandewalle 2008). The Skiba model is yet to be adopted by endurance coaches (Chorley and Lamb 2020). The  $W'$  reconstitution requires further work and individual adjustments (Bartram et al. 2018; Chorley and Lamb 2020; Caen et al. 2019; Chorley et al. 2019). At the foundation of the Skiba HIIT model, the continuous exercise hyperbolic model relies on a specific set of assumptions (Chorley and Lamb 2020) restricting its validity to limited intensity and duration windows (Leo et al. 2021). We suspect that the limitations of the hyperbolic model propagate to the Skiba HIIT model and confine its validity to certain intensity windows.

The Coggan model is widely used in practice but has obvious logical limits. For instance, the IF and TSS are derived using a single performance, the FTP, which does not account for the global athlete performance profile. Two athletes may have the same FTP, but one could produce

higher power outputs on shorter effort durations, while the other, on longer effort durations. By relying on a single metric (FTP), we suspect the model can provide different outcomes depending on the athlete's global power profile.

The aims of this paper are to (1) show, through logical deductions and computer simulations, the limits of the Skiba and Coggan models in the prescription and analysis of intermittent efforts; (2) put forward explanations as to why these logical issues occur; and (3) discuss how these limits affect the practical applications of the models.

## **2. Materials and Methods**

The feasibility of an extensive range of simulated HIIT sessions was assessed for three fictitious athletes.

### **2.1 Fictitious Athletes' Profiles**

In his book, Coggan (Allen, Coggan, and McGregor 2019) provides examples of the power profile distribution for different types of cyclists. The Péronnet–Thibault (1989) continuous exercise model enables the computation of an athlete's complete power-duration profile given three inputs: the anaerobic capacity, maximal aerobic power (MAP), and endurance. Based on different power-duration distribution examples put forward by Coggan (Allen, Coggan, and McGregor 2019), we defined three profiles: (1) Time-Trialist (lower anaerobic capacity, average MAP and higher endurance), (2) All-Rounder (average anaerobic capacity, MAP and endurance), (3) Sprinter (higher anaerobic capacity, lower MAP and lower endurance) The All-Rounder is meant as a baseline profile, while the Sprinter displays a higher anaerobic capacity and, the Time-Trialist, a higher endurance level. The various profiles allowed to assess the influence of the athletes' anaerobic capacity and endurance on the model's outputs. Table 1 provides the anaerobic capacity, MAP, and endurance values used in the Péronnet–Thibault model to generate each profile, as well as their *CP* and *W'* values. For simplicity, we arbitrarily chose male athletes (70 kg body mass), with basal metabolic rates of 1.2 W/kg, and a cycling gross efficiency of 20% (Hopker et al. 2010). We also simplify the MAP as the athlete's best power performance over 5 min (Blondel et al. 2001; Pinot and Grappe 2014). The inputs and outputs of the Péronnet–

Thibault model are absolute metabolic powers produced by the athletes to which the cycling gross efficiency of 20% has to be applied to obtain the usual mechanical power (as measured by a power meter). Table 2 presents each athlete's best mechanical power performance (in W) over a range of durations (between 1 s and 4 h).

Table 1. *Estimated physiological characteristics of each fictitious athlete. The endurance, anaerobic capacity, and MAP were used as parameters in the Péronnet–Thibault (1989) continuous exercise model to obtain each athlete's power profile. The CP and W' are derived from the fictitious athletes' respective power profiles.*

<b>Profile</b>	<b>Endurance</b> $\left(\frac{\Delta\%MAP}{\Delta\log(T)}\right)$	<b>Anaerobic Capacity</b> <b>(J/kg)</b>	<b>MAP</b> <b>(W/kg)</b>	<b>Critical Power(CP; W)</b>
Time-Trialist	-8	1400	25	304
All-Rounder	-10	1600	25	293
Sprinter	-12	1800	23	259

Table 2. *Average power sustained over various durations for each fictitious cyclist, derived using the Péronnet–Thibault (1989) continuous exercise model.*

<b>Performance Duration</b>	<b>Sprinter (W)</b>	<b>All-Rounder (W)</b>	<b>Time-Trialist (W)</b>
1 s	1251	1115	978
15 s	968	876	777
30 s	782	719	647
45 s	665	623	567
1 min	589	561	516
2 min	457	454	431
3 min	411	419	403
4 min	389	402	390
5 min	375	391	382

10 min	317	341	342
20 min	276	307	315
30 min	257	290	301
45 min	239	274	289
60 min	227	264	281
90 min	211	249	269
2 h	199	239	261
4 h	172	214	241

## 2.2 Combinations of HIIT Parameters

For each fictitious athlete profile, we generated several HIIT sessions over a large spectrum of possibilities. To define this spectrum, variations in the values for each HIIT session parameter were made as such: interval durations between 15 s and 5 min, by increments of 15 s; a number of repetitions between 2 and 20, by increments of one repetition; rest durations between 15 s and 5 min, by increments of 15 s. By testing every combination of the above parameters, we obtained 6198 combinations, after filtering out the combinations with a total session duration of less than 30 s, required to compute the  $P_N$ , and longer than 90 min, which are rarely performed in practice (Buchheit and Laursen 2013). The rest intensity was arbitrarily set as 50% of the athlete's MAP, as it is an intensity that could reasonably be adopted naturally by the athletes for recovery, and frequently used in studies on active recovery (Thevenet et al. 2008; Thevenet et al. 2007; Barbosa, Denadai, and Greco 2016). The interval exercise intensity was set such that the last repetition led to exhaustion, according to each model (Skiba and Coggan).

## 2.3 Exhaustion According to the Skiba Model

According to the Skiba model, the work intensity was adjusted such that exhaustion occurs when the  $W'$  is completely depleted at the end of each of the 6198 sessions (Chorley and Lamb 2020).

## 2.4 Exhaustion According to the Coggan Model

Coggan does not refer to exhaustion in his book (Allen, Coggan, and McGregor 2019). To appreciate exhaustion through the Coggan model, we made a subtle logical modification to it, that we will refer to as the Coggan-Modified model. The interpretation puts in perspective the HIIT session TSS by comparing it with the maximal possible TSS over the session duration.

Rearranging equation (Equation 7), we obtain:

$$TSS = \frac{T \cdot IF \cdot P_N}{FTP \cdot 3600} = \left(\frac{P_N}{FTP}\right)^2 \cdot \frac{T}{3600} \quad (8)$$

Then, if we consider a maximal effort over duration  $T$ :

$$TSS_{max} = \left(\frac{P_{max}}{FTP}\right)^2 \cdot \frac{T}{3600} \quad (9)$$

where  $P_{max}$  corresponds to the maximal power output produced by the athlete over a duration  $T$ .

If the athlete were to do a HIIT session of duration  $T$ , leading to exhaustion, the TSS of that session would be maximal ( $TSS_{max}$ ). Therefore, we obtain the following:

$$TSS_{max} = \left(\frac{P_N}{FTP}\right)^2 \cdot \frac{T}{3600} \quad (10)$$

$$\left(\frac{P_N}{FTP}\right)^2 \cdot \frac{T}{3600} = \left(\frac{P_{max}}{FTP}\right)^2 \cdot \frac{T}{3600} \quad (11)$$

$$\left(\frac{P_N}{FTP}\right)^2 = \left(\frac{P_{max}}{FTP}\right)^2 \quad (12)$$

$$P_N = P_{max} \quad (13)$$

To lead to exhaustion, the  $P_N$  of the session must match the athlete's maximal power output over the session duration. Given the 6198 combinations of HIIT parameters, we set the work intensity such that the  $P_N$  matches  $P_{max}$  over the session duration.

We thus end up with two sets of 6198 HIIT sessions for each fictitious athlete profile: a first set leading to exhaustion according to the Skiba model, and a second set according to the Coggan-Modified model.

### **3. Results**

By examining the simulated HIIT sessions, we encountered impossible sessions, i.e., sessions for which the work intensity derived from the theoretical model (Skiba or Coggan-Modified) would require the athlete to surpass, on every effort interval, his maximal power output over the work interval duration.

Figure 1 presents six graphs showing each HIIT session simulated for the Skiba and the Coggan-Modified models and each respective athlete profile. For each profile, both models lead to sessions logically impossible to complete, requiring athletes to better their personal best performance at each exercise interval. Other HIIT sessions amongst the ones simulated are likely impossible to realize, even though they do not imply per se that the athlete must surpass his best performance at every repetition. Thus far, our analysis does not identify such sessions and is limited to sessions breaking the athletes' absolute limit, introducing a logical contradiction in the model.

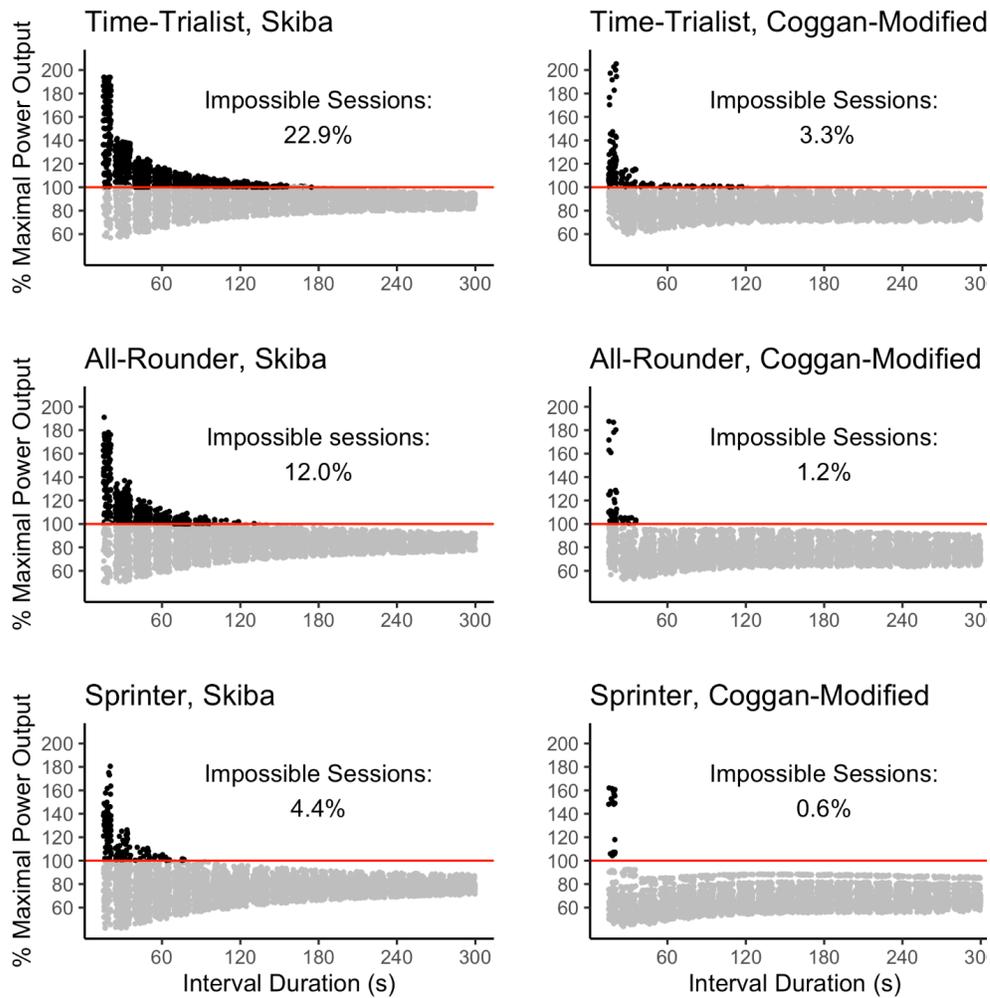


Figure 1. Simulated HIIT sessions using the Skiba and Coggan-Modified models for each fictitious athlete profile. The x-axis refers to the interval duration of each training session, and the y-axis to the power output expressed as a percentage of the athlete's maximal power output over the work interval duration. The black dots above the solid line correspond to sessions impossible to realize in practice. These sessions require, on every work interval, to surpass the maximal power output over the work interval duration. The relative percentage of the 6198 HIIT impossible sessions in practice for each model and each athlete profile is also reported on each respective graph.

The graphs in Figure 1 also report the relative percentage of the 6198 HIIT sessions that are logically impossible to realize for each model and each athlete profile. For both models, the

percentage of impossible sessions is higher for the Time-Trialist. The All-Rounder profile has a lower percentage of impossible sessions than the Time-Trialist but higher than the Sprinter. The Sprinter is the profile displaying the lowest percentage of impossible sessions. The relative percentage of impossible sessions is always higher for the Skiba model than the Coggan-Modified model.

The HIIT parameters influence the occurrence of impossible sessions. Figure 2 (Skiba model) and Figure 3 (Coggan-Modified model) show the impossible sessions over subsets sharing the same HIIT parameters. The parameters studied are (A) the models' prescribed work interval power output in percent of the MAP, (B) interval duration, (C) total time spent at target power output (product of the number of repetitions and interval duration), and D) rest duration. The curves of the graphs in Figures 2 and 3 (especially for Figures 2A,C and 3A,C) are not necessarily smooth, which will be discussed in the next section. However, looking at the general trends of each curve, we observe that impossible sessions are characterized by a small number of short intervals at high target intensity, in what is typically referred to as the severe and extreme intensity domains (Leo et al. 2021), with long recovery periods in between the efforts. For the same relative power output, interval duration, total time spent at the target intensity or rest duration, the profile corresponding with the highest level of endurance (Time-Trialist) is subject to a higher percentage of impossible sessions than the athlete with a high anaerobic capacity (Sprinter). Similarly, the Skiba model produces a greater percentage of impossible sessions than the Coggan-Modified model for the same relative power output, interval duration, time spent at target intensity, or rest duration. Figures 2A and 3A report the intensity as prescribed by the models. As expected, the prescription goes to very high intensities that are impossible to reach for the athletes. Nonetheless, it is important to notice that HIIT sessions prescribed at intensities ranging between 100 and 150% of the MAP, which are commonly prescribed by sports practitioners (Buchheit and Laursen 2013), could lead to impossible sessions for every athlete profile if prescribed using the Skiba model, and only the Time-Trialist profile, if prescribed using the Coggan-Modified model.

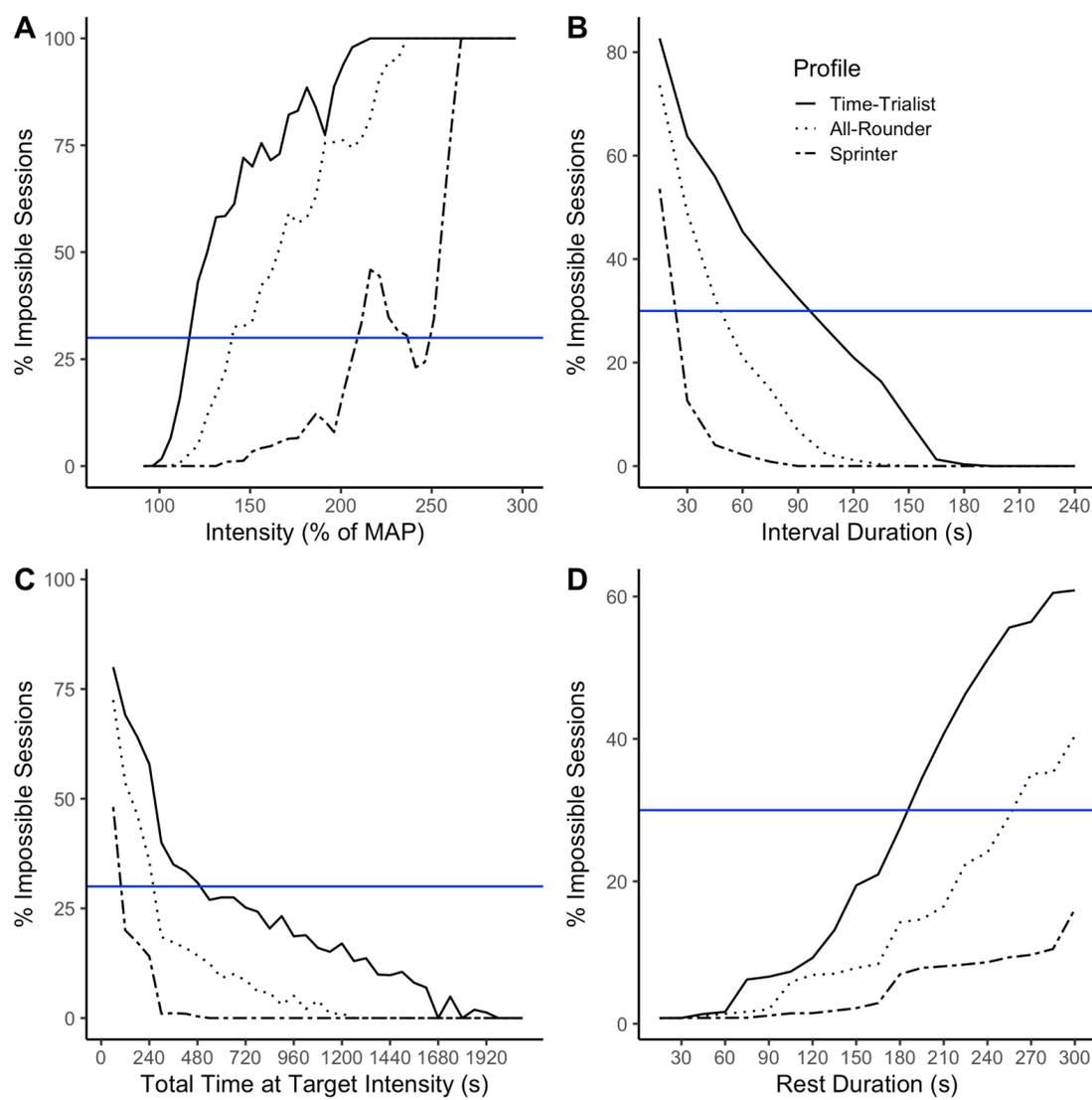


Figure 2. Simulated HIIT sessions using the Skiba and Coggan-Modified models for each fictitious athlete profile. The x-axis refers to the interval duration of each training session, and the y-axis to the power output expressed as a percentage of the athlete's maximal power output over the work interval duration. The black dots above the solid line correspond to sessions impossible to realize in practice. These sessions require, on every work interval, to surpass the maximal power output over the work interval duration. The relative percentage of the 6198 HIIT impossible sessions in practice for each model and each athlete profile is also reported on each respective graph.

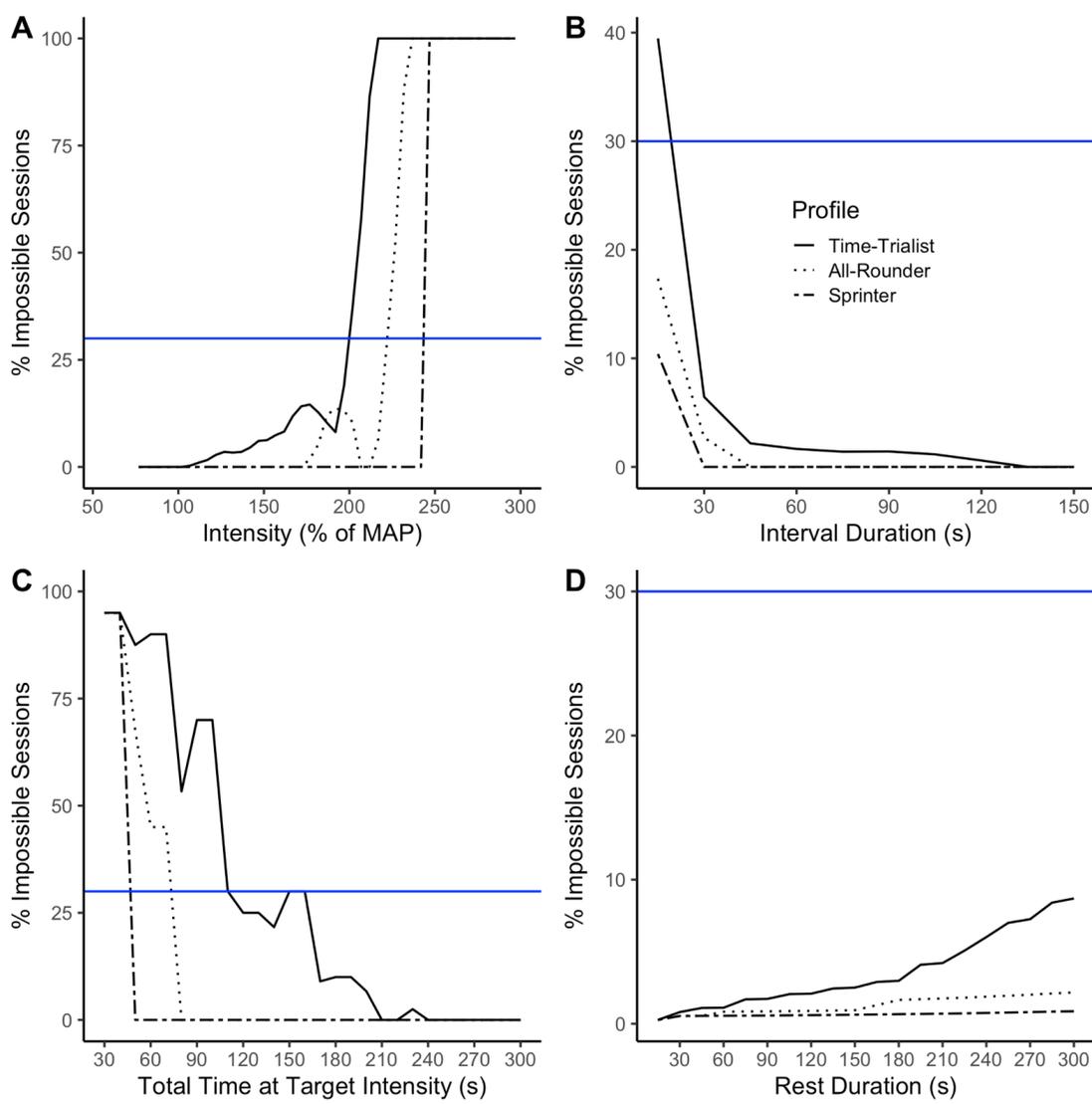


Figure 3. Simulated HIIT sessions using the Skiba and Coggan-Modified models for each fictitious athlete profile. The x-axis refers to the interval duration of each training session, and the y-axis to the power output expressed as a percentage of the athlete's maximal power output over the work interval duration. The black dots above the solid line correspond to sessions impossible to realize in practice. These sessions require, on every work interval, to surpass the maximal power output over the work interval duration. The relative percentage of the 6198 HIIT impossible sessions in practice for each model and each athlete profile is also reported on each respective graph.

#### 4. Discussion

This paper aimed to identify potential limits in the Skiba and Coggan models. Simulating fictitious athlete profiles and HIIT sessions shows that logical contradictions occur. The impossible

sessions are characterized by a small number of short effort bouts at power outputs in the severe and extreme intensity domains, and long rest duration in between the efforts. This section will discuss why these contradictions are observed and how they impact the models' practical applications.

#### **4.1 Variations in the Percentage of Impossible Sessions**

In Figures 2A and 3A, the general tendency is that the percentage of impossible sessions increases as the prescribed intensity goes up. However, drops in the percentage of impossible sessions can be observed. The most significant drops observed correspond to sessions composed of 15 s work interval duration, which, in some cases, are possible to realize at the prescribed intensity, hence the observed decrease in the number of observed impossible sessions. Similarly, in Figures 2C and 3C, the general tendency is a lower percentage of impossible sessions as time spent at the target intensity increases. However, we observe increases in the percentage of impossible sessions at certain target intensities, due to sessions sharing the same work interval duration and number of repetitions, but different rest durations. With greater rest duration, a higher work intensity is required to reach exhaustion, which can sometimes lead to impossible HIIT session configurations. These observations highlight the complexity of HIIT training modeling and the influence of every parameter on the session. It also puts forward some limitations in our simulation. We can hypothesize that simulating more combinations, for example using smaller increments (ex.: 1 s instead of 15 s for the interval duration), would lead to much smoother curves. Nonetheless, the analysis remains relevant showing that impossible sessions do occur for specific parameters combinations and at intensities slightly above MAP, for both the Skiba and Coggan-Modified models.

#### **4.2 Limitations of the Skiba Model**

Built on the Monod and Scherrer hyperbolic relationship, the Skiba model relies on six assumptions (Chorley and Lamb 2020): (1) the *CP* is a boundary between the heavy and severe intensity domains, (2) work performed at intensities below this boundary can be sustained indefinitely and is supplied by aerobic mechanisms only, (3) work performed above the *CP* is soliciting anaerobic mechanisms, which is limited and expressed as a reservoir ( $W'$ ), (4)

exhaustion is reached when  $W'$  is depleted, (5) as duration tends to zero, the theoretical power output that the athlete could generate is infinite, and (6) movement efficiency remains constant. These assumptions imply that work performed below the  $CP$  can be sustained indefinitely, which is “physiologically flawed” (Gorostiaga, Sánchez-Medina, and Garcia-Tabar 2021). In fact, studies of time to exhaustion (TTE) at  $CP$  report mixed results ranging from 20 to 40 min (Brickley, Doust, and Williams 2002) up to over an hour (Hill and Smith 1999). Recently, a study showed that the  $CP$  was reduced after 80 min of heavy-intensity work, but that carbohydrate supplementation could attenuate this reduction (Clark et al. 2019). Studies have also shown TTE trials to provide a potential learning effect (Hill and Smith 1999). These studies raise questions on the variability of the  $CP$  concept which has also been referred to as a purely mathematical artifact highly influenced by the duration of the exercise bout used to compute  $CP$  (Gorostiaga, Sánchez-Medina, and Garcia-Tabar 2021). Another problem of the  $CP$  model is that as the exercise duration tends to zero, it predicts that the athlete could produce an infinite power output. The Morton 3-parameter continuous exercise model (Morton 2009) has been designed to correct this specific limitation. The Péronnet–Thibault model (Péronnet and Thibault 1989) is another example of a more complex continuous exercise model that corrects some of the assumptions of the hyperbolic model. Nevertheless, the hyperbolic model remains the foundation of the Skiba model. As highlighted by Chorley and Lamb (2020), the cycling training prescription and analysis commonly made based on the Skiba model relies primarily on cases falling within the model assumptions. The logical contradictions observed in our simulations occur specifically in cases falling outside the model assumptions for an interval duration of fewer than 3 min. While these limitations are well acknowledged for the continuous hyperbolic model (Leo et al. 2021), we provide mathematical evidence that they propagate to the Skiba intermittent exercise model and affect the prescription and analysis of intermittent efforts in the severe and extreme intensity domain.

The impossible sessions observed with the Skiba model occur in the severe and extreme intensity domains because the athletes’ capacities are overestimated by the hyperbolic model in that specific intensity domain. The model assumes more  $W'$  available than in reality, consistent with observations suggesting that the  $W'$  is not entirely depleted after the athlete reached exhaustion (Chorley et al. 2019). It implies that the athlete would have to produce an “impossible”

effort in practice to deplete the  $W'$  completely. For athlete profiles with greater endurance, such as the Time-Trialist, their limited capacities on short exercise duration increase this overestimation and lead to more logical contradictions.

### 4.3 Limitations of the Coggan Model

The  $P_N$  algorithm, presented in Coggan's book (Allen, Coggan, and McGregor 2019), is suggested to reflect the curvilinear relationship between the work intensity and the physiological responses. At a high relative power output, where impossible sessions are observed, for the session to lead to exhaustion, the power output that must be sustained for each interval according to the Coggan model is higher than the athletes' best performance over the interval duration. Since the anaerobic metabolism is predominant for exercise intensity in the severe and extreme intensity domain, we believe the  $P_N$  algorithm could be adapted in order to correct logical contradictions, because the physiological mechanisms at play in these intensity domains are different, affecting the functional relationship between exercise intensity and the physiological responses. Our simulations also show that the athlete's endurance influences the number of impossible sessions. There might not be a universal power (in the case of  $P_N$ , the fourth power) to represent curvilinear relationships between the physiological responses and intensity of every individual. An athlete with greater endurance (Time-Trialist, for example) might need a higher exponent to adequately represent the physiological responses induced by supramaximal intensity. Athletes with a high anaerobic capacity (such as the Sprinter) would more easily "match" the session  $P_N$  to their maximal power output over the session's duration, due to their lower endurance level and their ability to produce a higher power output over short duration intervals.

As shown in Figure 3, the Coggan-Modified model globally displays less logical contradiction than the Skiba model. The Coggan model, as presented in the book (Allen, Coggan, and McGregor 2019), is somewhat limited as it only allows for relative comparisons (presented in tables) of IF and TSS. All the relative indices presented in Coggan's book rely on a single performance metric, the FTP. The Coggan-Modified model introduces a subtle modification bringing an added dimension to it. By comparing the TSS of the training session with the athlete's

maximal TSS over the session duration, the Coggan-Modified model does not rely on the FTP anymore but on the athlete's power profile as a whole. We think this added dimension is likely one of the reasons why the Coggan-Modified model appears less limited than the Skiba model in our simulations.

#### **4.4 Applicability of the Models**

Impossible sessions, in our analysis, imply that to reach exhaustion according to the Skiba and Coggan-Modified models, athletes would have to surpass their maximal power output over the work interval duration. In practice, it implies that HIIT sessions prescribed using the Skiba model or the Coggan-Modified model, within the same intensity, interval duration, total time at target intensity, and rest duration ranges as the observed impossible sessions, would not lead to the desired or expected training response. Both Skiba and Coggan models were initially derived from continuous exercise models and adapted for intermittent exercise. Our simulations suggest that the limitations of the Monod and Scherer hyperbolic model propagate through the Skiba model. Using a model which relies on the athletes' global performance profile, such as the Coggan-Modified model, limits the observed logical contradiction. Traditionally, cyclists (and athletes in other endurance sports) spend a significant fraction of their training volume around a "tempo" intensity or near the lactate threshold (Faude, Kindermann, and Meyer 2009; Hawley et al. 1997; Stepto et al. 1999), which stands at ~80–90% of their MAP. The Skiba and Coggan-Modified models do not lead to impossible training sessions in that intensity domain, but the selected intensity can nevertheless affect the physiological responses and adaptations associated with the session (Buchheit and Laursen 2013; Faude, Kindermann, and Meyer 2009). Numerous studies suggest other intensity domains to be of interest (Buchheit and Laursen 2013; Laursen and Jenkins 2002). Indeed, HIIT performed within the severe and extreme intensity domains has gained popularity over the last years, notably through the contribution of Tabata (Viana et al. 2019; Tabata 2019), Gibala (Gibala and McGee 2008; Gibala et al. 2012; Gibala, Gillen, and Percival 2014; Gibala and Little 2020), and Seiler (Seiler et al. 2013; Ingham, Fudge, and Pringle 2012). Moreover, a cycling race can be seen as a complex, stochastic form of HIIT, composed of inevitable supramaximal efforts. The Coggan and Skiba models also aim to analyze

race data to assist pacing and race strategies (Allen, Coggan, and McGregor 2019; Vanhatalo, Jones, and Burnley 2011). In short, the training and competitive demands now require the analysis and prescription of HIIT in the severe and extreme intensity domains, and both the Skiba and Coggan-Modified models have been shown to have limitations for that purpose.

#### **4.5 Limitations**

The analysis approach used in this paper is somewhat unconventional. It was mainly motivated by the challenge that constitutes reliable data derived from athletes' power profiles. Not only accessing a large sample of real training data is challenging but defining an athlete's performance profile is also puzzling. It requires determining whether each point in the power profile represents the athletes' current fitness and if the test was really maximal and performed to exhaustion. To avoid those complications, a simulation approach was preferred, which, for simplicity, is limited to a restricted number of profiles that could be attributed to elite-level male athletes. The observed outcomes would likely be similar with recreational athletes since it is performed relative to the athlete's MAP. In a sense, the simulation resembles a proof by contradiction in mathematics, where only a single case figure serves to demonstrate a contradiction of the initial statement (in this case, Skiba and Coggan models). Simulating over a greater variety of power profiles and larger combinations of sessions would likely give more insights and help define the extent of the model's limits. The intensity of the recovery bouts was arbitrarily set at 50% of the athlete's MAP. However, there is evidence in the literature that passive recovery leads to higher work intervals power output or velocity (Toubekis et al. 2006). Simulating over various recovery intensities would provide additional information on the extents of the models' limitations as lower recovery intensities would necessarily lead to more logical contradictions from the models, because of the increased work intensity. As a final note, being derived from continuous exercise models, both Skiba and Coggan models potentially neglect factors that could influence the performance over intermittent efforts, such as the athlete's ability to repeat high-intensity efforts, motivation, or residual fatigue at the beginning of the session, and potential learning effects induced by performing numerous HIIT sessions.

#### 4.6 Future Perspective

Other HIIT models exist to assist practitioners in the prescription of HIIT training. The Purdy model (Purdy 1996), developed for running, does not currently have the same commercial impact as the Coggan model nor generate the same interest in the scientific literature. It is built along a train of thought more specific to the sport of running, where the intensity of work intervals is set as a percentage of the race pace over a target distance rather than using any physiological marker (Billat 2001). In doing so, the model never requires athletes to execute work intervals at an intensity superior to their personal best. Adapting the Purdy model to other cyclic sports, such as cycling, and making it more robust and polyvalent could greatly benefit the practitioners' ability to prescribe HIIT training in cycling.

An obvious solution to the limits of the Skiba model could be to adapt the Péronnet–Thibault model (Péronnet and Thibault 1989) and Morton model (Morton 1996), which relax the assumptions of the Monod and Scherrer model, to intermittent efforts.

To our knowledge, the latest iteration of the Skiba (Skiba et al. 2015) model has yet to be validated. Although three validations have been attempted on the first iteration (Broxterman et al. 2016; Skiba et al. 2014; Shearman et al. 2016), many studies conclude that to this day, the reconstitution of  $W'$  requires further research (Bartram et al. 2018; Chorley and Lamb 2020; Caen et al. 2019), the model is subject to inter-athlete variability and needs individual adjustments (Bartram et al. 2018; Chorley and Lamb 2020; Caen et al. 2019). On the other hand, there appears to be only one form of validation of the Coggan model: a study by Wallace et al. (2014) measuring the training load associated with performance on a 1500 m run using Training-Impulse (TRIMP) (Banister et al. 1975), Session-Rating of Perceived Exertion (sRPE) (Foster et al. 1995), and TSS. The three training load indices were shown to be highly correlated with the 1500 m running performance (Wallace, Slattery, and Coutts 2014). In order to be useful for practitioners, models need to be valid and reliable, and more data is needed to assess the current models.

## 5. Conclusions

Through a set of logical deductions and simulations, this study shows the limitations of two models commonly used to prescribe and analyze HIIT sessions in cycling. The main takeaway is that both the Skiba and the Coggan models are limited in analyzing and prescribing HIIT in the severe and extreme intensity domains, especially for sessions with a low number of short interval durations and long recovery. When working with such models, practitioners should be aware of their limitations for HIIT prescription to remain relevant, and draw adequate conclusions from their analysis.

**Author Contributions:** The three authors actively contributed to the conception of this article. The detailed contribution of each author follows: Conceptualization, J.B., J.T., G.T.; Methodology, J.B., J.T., G.T.; Software, J.B., J.T.; Validation, J.B., J.T., G.T.; Formal Analysis, J.B.; Data Curation, J.B.; Writing—Original Draft Preparation, J.B., J.T., G.T.; Writing—Review and Editing, J.B., J.T., G.T.; Visualization, J.B.; Supervision, J.T., G.T.; Project Administration, J.T., G.T.; Funding Acquisition, J.T., G.T. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This project was funded by the Institut National du Sport du Québec through the Programme de recherche, d'innovation et de diffusion de l'information (PRIDI; project #64).

**Institutional Review Board Statement:** Not Applicable

**Informed Consent Statement:** Not applicable

**Data Availability Statement:** Data and codes required to perform the simulations and analyses are available on request to the corresponding author. A public repository on GitHub will soon be available with all the material.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest. The funders had no role in the design of the study; in the collection, analyses, or interpretation of data; in the writing of the manuscript, or in the decision to publish the results.

## References

- Allen, H., A.R. Coggan, and S. McGregor. 2019. *Training and Racing with a Power Meter*. VeloPress.
- Bacon, A.P., R.E. Carter, E.A. Ogle, and M.J. Joyner. 2013. "VO<sub>2</sub>max Trainability and High Intensity Interval Training in Humans: A Meta-Analysis". *PLoS One* 8, no. 9 (September 16): e73182.
- Banister, E.W., T.W. Calvert, M.V. Savage, and T. Bach. 1975. "A Systems Model of Training for Athletic Performance". *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia* 7, no. 3: 57–61.
- Barbosa, L.F., B.S. Denadai, and C.C. Greco. 2016. "Endurance Performance during Severe-Intensity Intermittent Cycling: Effect of Exercise Duration and Recovery Type". *Frontiers in Physiology* 7 (December 2): 602.
- Bartram, J.C., D. Thewlis, D.T. Martin, and K.I. Norton. 2018. "Accuracy of W' Recovery Kinetics in High Performance Cyclists-Modeling Intermittent Work Capacity". *International Journal of Sports Physiology and Performance* 13, no. 6 (July 1): 724–28.
- Billat, L.V. 2001. "Interval Training for Performance: A Scientific and Empirical Practice". *Sports Medicine* 31, no. 1 (January 1): 13–31.
- Black, M.I., A.M. Jones, J.R. Blackwell, S.J. Bailey, L.J. Wylie, S.T.J. McDonagh, C. Thompson, et al. 2017. "Muscle Metabolic and Neuromuscular Determinants of Fatigue during Cycling in Different Exercise Intensity Domains". *Journal of Applied Physiology* 122, no. 3 (March 1): 446–59.
- Blondel, N., S. Berthoin, V. Billat, and G. Lensel. 2001. "Relationship between Run Times to Exhaustion at 90, 100, 120, and 140 % of vVO<sub>2</sub>max and Velocity Expressed Relatively to Critical Velocity and Maximal Velocity". *International Journal of Sports Medicine* 22, no. 1 (January): 27–33.
- Brickley, G., J. Doust, and C.A. Williams. 2002. "Physiological Responses during Exercise to Exhaustion at Critical Power". *European Journal of Applied Physiology* 88, no. 1-2 (November): 146–51.
- Broxterman, R.M., P.F. Skiba, J.C. Craig, S.L. Wilcox, C.J. Ade, and T.J. Barstow. 2016. "W' Expenditure and Reconstitution during Severe Intensity Constant Power Exercise: Mechanistic Insight into the Determinants of W'". *Physiological Reports* 4, no. 19 (October). <http://dx.doi.org/10.14814/phy2.12856>.
- Buchheit, M., and P.B. Laursen. 2013. "High-Intensity Interval Training, Solutions to the Programming Puzzle". *Sports Medicine* 43, no. 5 (May 1): 313–38.
- Caen, K., J.G. Bourgois, G. Bourgois, T. VAN DER Stede, K. Vermeire, and J. Boone. 2019. "The Reconstitution of W' Depends on Both Work and Recovery Characteristics". *Medicine and Science in Sports and Exercise* 51, no. 8 (August): 1745–51.

- Chorley, A., R.P. Bott, S. Marwood, and K.L. Lamb. 2019. "Slowing the Reconstitution of W' in Recovery With Repeated Bouts of Maximal Exercise". *International Journal of Sports Physiology and Performance* 14, no. 2 (February 1): 149–55.
- Chorley, A., and K.L. Lamb. 2020. "The Application of Critical Power, the Work Capacity above Critical Power (W'), and Its Reconstitution: A Narrative Review of Current Evidence and Implications for Cycling Training Prescription". *Sportscience* 8, no. 9 (September 4): 123.
- Clark, I.E., A. Vanhatalo, C. Thompson, C. Joseph, M.I. Black, J.R. Blackwell, L.J. Wylie, et al. 2019. "Dynamics of the Power-Duration Relationship during Prolonged Endurance Exercise and Influence of Carbohydrate Ingestion". *Journal of Applied Physiology* 127, no. 3 (September 1): 726–36.
- Faude, O., W. Kindermann, and T. Meyer. 2009. "Lactate Threshold Concepts". *Sports Medicine* 39, no. 6 (June 1): 469–90.
- Ferguson, C., H.B. Rossiter, B.J. Whipp, A.J. Cathcart, S.R. Murgatroyd, and S.A. Ward. 2010. "Effect of Recovery Duration from Prior Exhaustive Exercise on the Parameters of the Power-Duration Relationship". *Journal of Applied Physiology* 108, no. 4 (April): 866–74.
- Foster, C., L.L. Hector, R. Welsh, M. Schragger, M.A. Green, and A.C. Snyder. 1995. "Effects of Specific versus Cross-Training on Running Performance". *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 70, no. 4: 367–72.
- Gibala, M.J., J.B. Gillen, and M.E. Percival. 2014. Physiological and Health-Related Adaptations to Low-Volume Interval Training: Influences of Nutrition and Sex. *Sports Medicine* 44 Suppl 2 (November): S127–37.
- Gibala, M.J., and J.P. Little. 2020. "Physiological Basis of Brief Vigorous Exercise to Improve Health". *The Journal of Physiology* 598, no. 1 (January): 61–9.
- Gibala, M.J., J.P. Little, M.J. Macdonald, and J.A. Hawley. 2012. "Physiological Adaptations to Low-Volume, High-Intensity Interval Training in Health and Disease: Adaptations to Low-Volume, High-Intensity Interval Training". *The Journal of Physiology* 590, no. 5 (March 1): 1077–1084.
- Gibala, M.J., and S.L. McGee. 2008. "Metabolic Adaptations to Short-Term High-Intensity Interval Training: A Little Pain for a Lot of Gain?" *Exercise and Sport Sciences Reviews* 36, no. 2 (April): 58–3.
- Gorostiaga, E.M., L. Sánchez-Medina, and I. Garcia-Tabar. 2021. "Over 55 Years of Critical Power: Fact or Artifact?" *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* (October 7). <http://dx.doi.org/10.1111/sms.14074>.
- Hawley, J.A., K.H. Myburgh, T.D. Noakes, and S.C. Dennis. 1997. "Training Techniques to Improve Fatigue Resistance and Enhance Endurance Performance". *Journal of Sports Sciences* 15, no. 3 (June): 325–33.
- Hayes, P.R., and M.D. Quinn. 2009. "A Mathematical Model for Quantifying Training". *European Journal of Applied Physiology* 106, no. 6 (August): 839–47.

- Hill, D.W., and J.C. Smith. 1999. "Determination of Critical Power by Pulmonary Gas Exchange". *Canadian Journal of Applied Physiology* 24, no. 1 (February): 74–86.
- Hopker, J., S. Jobson, H. Carter, and L. Passfield. 2010. "Cycling Efficiency in Trained Male and Female Competitive Cyclists". *Journal of Sports Science & Medicine* 9, no. 2 (June 1): 332–37.
- Ingham, S.A., B.W. Fudge, and J.S. Pringle. 2012. "Training Distribution, Physiological Profile, and Performance for a Male International 1500-M Runner". *International Journal of Sports Physiology and Performance* 7, no. 2 (June): 193–5.
- Jones, A.M., and A. Vanhatalo. 2017. "The 'Critical Power' Concept: Applications to Sports Performance with a Focus on Intermittent High-Intensity Exercise". *Sports Medicine* 47, no. Suppl 1 (March): 65–78.
- Jones, A.M., A. Vanhatalo, M. Burnley, R.H. Morton, and D.C. Poole. 2010. "Critical Power: Implications for Determination of  $VO_2$ max and Exercise Tolerance". *Medicine and Science in Sports and Exercise* 42, no. 10 (October): 1876–90.
- Laursen, P.B., and D.G. Jenkins. 2002. "The Scientific Basis for High-Intensity Interval Training". *Sports Medicine* 32, no. 1 (January 1): 53–73.
- Leo, P., J. Spragg, T. Podlogar, J.S. Lawley, and I. Mujika. 2021. "Power Profiling and the Power-Duration Relationship in Cycling: A Narrative Review". *European Journal of Applied Physiology* (October 27). <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-021-04833-y>.
- Milanović, Z., G. Sporiš, and M. Weston. 2015. "Effectiveness of High-Intensity Interval Training (HIT) and Continuous Endurance Training for  $VO_2$ max Improvements: A Systematic Review and Meta-Analysis of Controlled Trials". *Sports Medicine* 45, no. 10 (October): 1469–81.
- Monod, H., and J. Scherrer. 1965. "The Work Capacity of a Synergic muscular". *Ergonomics* 8, no. 3 (July 1): 329–338.
- Morton, R.H. 1996. "A 3-Parameter Critical Power Model". *Ergonomics* 39, no. 4 (April): 611–619.
- Morton, R.H. 2009. "A New Modelling Approach Demonstrating the Inability to Make up for Lost Time in Endurance Running Events". *IMA Journal of Management Mathematics* 20, no. 2 (April): 109–20.
- Morton, R.H., and L.V. Billat. 2004. "The Critical Power Model for Intermittent Exercise". *European Journal of Applied Physiology* 91, no. 2-3 (March): 303–7.
- Muniz-Pumares, D., B. Karsten, C. Triska, and M. Glaister. 2019. "Methodological Approaches and Related Challenges Associated With the Determination of Critical Power and Curvature Constant". *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 33, no. 2 (February): 584–96.
- Péronnet, F., and G. Thibault. 1989. "Mathematical Analysis of Running Performance and World Running Records". *Journal of Applied Physiology* 67, no. 1 (July): 453–65.
- Pettitt, R.W. 2016. "Applying the Critical Speed Concept to Racing Strategy and Interval Training

- Prescription". *International Journal of Sports Physiology and Performance* 11, no. 7 (October): 842–47.
- Pinot, J., and F. Grappe. 2014. "Determination of Maximal Aerobic Power from the Record Power Profile to Improve Cycling Training". *Journal of Science and Cycling* 3, no. 1 (June 30): 26–32.
- Poole, D.C., M. Burnley, A. Vanhatalo, H.B. Rossiter, and A.M. Jones. 2016. "Critical Power: An Important Fatigue Threshold in Exercise Physiology". *Medicine and Science in Sports and Exercise* 48, no. 11 (November): 2320–34.
- Puchowicz, M.J., J. Baker, and D.C. Clarke. 2020. "Development and Field Validation of an Omni-Domain Power-Duration Model". *Journal of Sports Sciences* 38, no. 7 (April): 801–13.
- Purdy, G. 1996. *RunningTrax: Computerized Running Training Programs*. Tafness Press.
- Rosenblat, M.A. 2021. "Programming Interval Training to Optimize Endurance Sport Performance". tspace.library.utoronto.ca  
<https://tspace.library.utoronto.ca/handle/1807/106260>.
- Seiler, S., K. Jørranson, B.V. Olesen, and K.J. Hetlelid. 2013. "Adaptations to Aerobic Interval Training: Interactive Effects of Exercise Intensity and Total Work Duration". *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 23, no. 1 (February): 74–83.
- Shearman, S., D. Dwyer, P. Skiba, and N. Townsend. 2016. "Modeling Intermittent Cycling Performance in Hypoxia Using the Critical Power Concept". *Medicine and Science in Sports and Exercise* 48, no. 3 (March): 527–35.
- Shiraev, T., and G. Barclay. 2012. "Evidence Based Exercise - Clinical Benefits of High Intensity Interval Training". *Australian Family Physician* 41, no. 12 (December): 960–2.
- Skiba, P.F., W. Chidnok, A. Vanhatalo, and A.M. Jones. 2012. "Modeling the Expenditure and Reconstitution of Work Capacity above Critical Power". *Medicine and Science in Sports and Exercise* 44, no. 8 (August): 1526–32.
- Skiba, P.F., D. Clarke, A. Vanhatalo, and A.M. Jones. 2014. "Validation of a Novel Intermittent W' Model for Cycling Using Field Data". *International Journal of Sports Physiology and Performance* 9, no. 6 (November): 900–4.
- Skiba, P.F., J. Fulford, D.C. Clarke, A. Vanhatalo, and A.M. Jones. 2015. "Intramuscular Determinants of the Ability to Recover Work Capacity above Critical Power". *European Journal of Applied Physiology* 115, no. 4 (April): 703–13.
- Sreedhara, V.S.M., G.M. Mocko, and R.E. Hutchison. 2019. "A Survey of Mathematical Models of Human Performance Using Power and Energy". *Sports Medicine - Open* 5, no. 1 (December 27): 54.
- Stepto, N.K., J.A. Hawley, S.C. Dennis, and W.G. Hopkins. 1999. "Effects of Different Interval-Training Programs on Cycling Time-Trial Performance". *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31, no. 5 (May): 736–41.

- Tabata, I. 2019. "Tabata Training: One of the Most Energetically Effective High-Intensity Intermittent Training Methods". *The Journal of Physiological Sciences: JPS* 69, no. 4 (July): 559–72.
- Thevenet, D., E. Leclair, M. Tardieu-Berger, S. Berthoin, S. Regueme, and J. Prioux. 2008. "Influence of Recovery Intensity on Time Spent at Maximal Oxygen Uptake during an Intermittent Session in Young, Endurance-Trained Athletes". *Journal of Sports Sciences* 26, no. 12 (October): 1313–21.
- Thevenet, D., M. Tardieu-Berger, S. Berthoin, and J. Prioux. 2007. "Influence of Recovery Mode (passive vs. Active) on Time Spent at Maximal Oxygen Uptake during an Intermittent Session in Young and Endurance-Trained Athletes". *European Journal of Applied Physiology* 99, no. 2 (January): 133–42.
- Toubekis, A.G., I. Smilios, G.C. Bogdanis, G. Mavridis, and S.P. Tokmakidis. 2006. "Effect of Different Intensities of Active Recovery on Sprint Swimming Performance". *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism* 31, no. 6 (December): 709–16.
- Vandewalle, H. 2008. « Puissance Critique : Passé, Présent et Futur D'un Concept ». *Science & Sports* 23, no. 5 (October 1): 223–30.
- Vanhatalo, A., A.M. Jones, and M. Burnley. 2011. "Application of Critical Power in Sport". *International Journal of Sports Physiology and Performance* 6, no. 1 (March): 128–36.
- Viana, R.B., C.A.B. de Lira, J.P.A. Naves, V.S. Coswig, F.B. Del Vecchio, and P. Gentil. 2019. "Tabata Protocol: A Review of Its Application, Variations and Outcomes". *Clinical Physiology and Functional Imaging* 39, no. 1 (January): 1–8.
- Wallace, L.K., K.M. Slattery, and A.J. Coutts. 2014. "A Comparison of Methods for Quantifying Training Load: Relationships between Modelled and Actual Training Responses". *European Journal of Applied Physiology* 114, no. 1 (January): 11–20.

## **Chapitre 5 – Discussion générale**

Les objectifs du mémoire étaient de vérifier si les modèles couramment utilisés sur le terrain permettent de bien prescrire ou d'analyser des séances d'EPI, de faire ressortir les limites des modèles de l'exercice continu et intermittent couramment utilisés, et enfin de discuter des éléments à prendre en compte pour bonifier la prescription et l'analyse d'exercices intermittents.

D'emblée, l'examen des principaux modèles de l'exercice intermittent présentés au chapitre 3 indique qu'ils donnent des lignes directrices aux intervenants sportifs, mais qu'ils comportent des limites qui varient selon la catégorie de modèle (empirique, découlant de la puissance critique, charge d'entraînement ou hydraulique). En raison du peu de données de qualité disponibles pour l'exercice intermittent, l'étendue de ces limites est difficile à apprécier.

### **5.1 Limites des modèles actuels de l'exercice intermittent**

#### **5.1.1 Limites des modèles empiriques**

Les deux modèles empiriques, soit ceux proposés par Purdy (2002) et Thibault (2003), fournissent des lignes directrices aux entraîneurs pour faciliter la prescription de séances d'EPI. Cependant, ce sont les modèles qui donnent le moins de liberté à l'utilisateur quant à la durée et l'intensité des périodes de repos. Cette structure rigide de ces modèles empiriques prive les entraîneurs d'explorer des séances ou des modes d'entraînement plus atypiques, qui pourraient bénéficier à leurs athlètes.

L'une des principales faiblesses de ces modèles empiriques est qu'on ne sait pas si le degré de difficulté des séances qui en découlent est homogène. Celui-ci est difficile à apprécier et peut varier selon les forces de l'athlète et le type d'entraînement visé. Pour illustrer les limites du modèle de Purdy (2002) quant à l'appréciation du degré de difficulté d'une séance, la Figure 11 présente une analyse effectuée pour trois coureurs ayant des niveaux de performance différents. Les performances du premier athlète (records personnels de 12 min 51 s au 5000 m, et 26 min 47 s au 10 000 m) sont supérieures à celles du deuxième athlète (records personnels de

14 min 21 s au 5000 m, et 30 min 7 s) et les performances du deuxième athlète sont supérieures à celles du troisième athlète (records personnels de 16 min 27 s au 5000 m, et 35 min 2 s au 10 000 m). Chaque profil d'athlète est identifié par une couleur différente sur la Figure 11. On a calculé la distance accumulée à l'allure de 5000 m (graphique du haut de la Figure 11) et de 10 000 m (graphique du bas), lorsque les athlètes effectuent des séances découlant des relations empiriques de Purdy, pour lesquelles les fractions d'exercice à haute intensité sont de 500 m, 1000 m et 1500 m. L'analyse fait ressortir, pour chaque séance, le pourcentage de la distance totale parcourue à allure de 5000 ou 10 000 m, par rapport à la distance maximale pouvant être parcourue par l'athlète en continu à cette intensité, soit 5000 ou 10 000 m, respectivement.

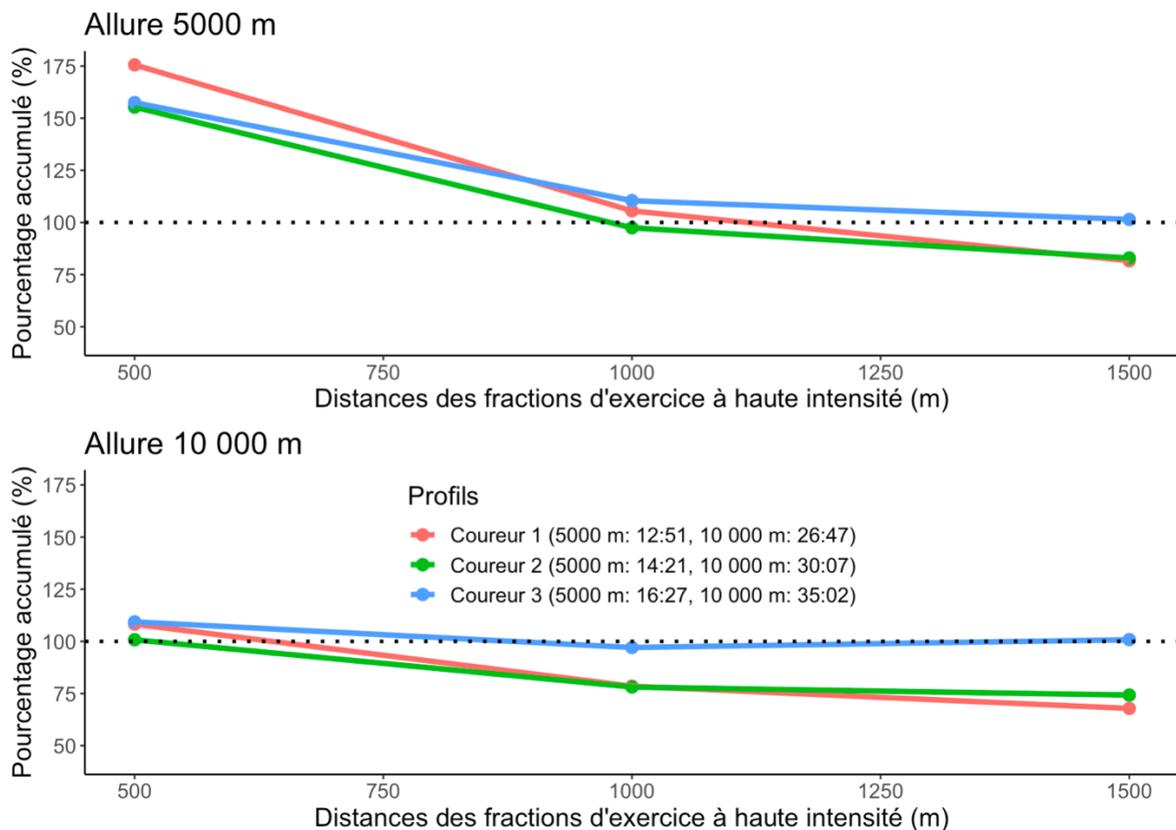


Figure 11. Pourcentage de distance accumulée à intensité cible pour différentes séances du modèle de Purdy (2002). Les graphiques présentent la distance accumulée à l'allure de 5000 m (graphique du haut) et de 10 000 m (graphique du bas), lorsque les athlètes effectuent des séances découlant des relations empiriques de Purdy, pour lesquelles les fractions d'exercice à haute intensité sont de 500 m, 1000 m et 1500 m. La distance accumulée à intensité cible varie selon le niveau et le profil de performance des trois coureurs, qui sont identifiés par des couleurs différentes.

Deux observations découlent de l'analyse présentée à la Figure 11. Tout d'abord, tel que mentionné dans la section 1.2, qui décrivait l'interaction des différents paramètres d'une séance d'EPI, puisque les séances consistent à maintenir une allure de 5000 m ou 10 000 m sur des fractions d'exercice de distances plus courtes, si ces séances devaient mener à épuisement, elles devraient nécessairement permettre à l'athlète de parcourir plus de 5000 ou 10 000 m. Puisque certaines séances de la Figure 11 se situent sous la ligne pointillée correspondant à 100 % de distance accumulée, le degré de difficulté ne peut être considéré comme étant maximal. On observe aussi que le pourcentage de distance accumulée à intensité cible varie selon le profil de l'athlète. Ensuite, on note que le 3<sup>e</sup> coureur peut accumuler une plus grande distance à une allure de 10 000 m pour des séances composées de répétitions de 1500 m, que pour des séances composées de répétitions de 1000 m. Si les séances avaient toutes un degré de difficulté uniforme, on s'attendrait à ce que le pourcentage de distance accumulée à intensité cible diminue graduellement à mesure que la distance des fractions d'exercice à haute intensité augmente, notamment parce que la concentration de l'intensité augmente, ce qui rend la séance plus difficile à réaliser (Hayes et Quinn 2009). On peut donc conclure que le degré de difficulté des séances découlant du modèle de Purdy n'est ni maximal ni homogène. Paradoxalement, les relations empiriques de Purdy suggèrent que l'athlète ayant le niveau d'endurance le plus faible accumulera plus de temps à intensité cible. Ceci s'explique par le fait que l'écart entre ses performances sur des exercices de longue durée par rapport à ses performances sur les distances des fractions d'exercice à haute intensité choisies pour l'analyse (500, 1000, 1500 m) est plus important. Ainsi, la séance prescrite pour l'athlète ayant le plus faible niveau d'endurance aura un degré de difficulté beaucoup plus élevé que pour les deux autres athlètes, ce qui nous permet de conclure que le modèle de Purdy, et celui de Thibault (2003) (puisqu'il découle directement de celui de Purdy) présentent un degré de difficulté hétérogène, qui n'est pas maximal, et qui varie selon le profil de performance de l'athlète. Cette limite quant au degré de difficulté vient nécessairement restreindre l'application pratique des deux modèles. Il s'agit de la première analyse à ce jour qui soulève un doute sur l'homogénéité du degré de difficulté de ces deux modèles empiriques (Purdy 2002; Thibault 2003).

### 5.1.2 Limites des modèles au cœur d'applications commerciales

L'étude originale présentée au chapitre 4 fait ressortir les limites des modèles de l'exercice intermittent qui sont au cœur d'applications pratiques couramment utilisées. Ces modèles se divisent en deux catégories. Le modèle de Coggan (2019) fait partie des modèles centrés sur le concept de charge d'entraînement. La charge d'entraînement, qui regroupe, en une mesure, plusieurs facteurs qui influent sur le stress physiologique, est un concept remis en question (Impellizzeri et al. 2022), en raison du manque de rationnel logique et de lien de causalité entre les différents facteurs qui permettent de calculer la charge. Impellizzeri et ses collègues (2022) mentionnent notamment que les différents éléments du calcul de la charge peuvent être influencés par des facteurs confondants ou des éléments médiateurs. Ils proposent donc d'établir les liens de causalité qui existent entre les différents facteurs qui sont inclus dans le calcul de charge d'entraînement et le rendu final, soit la mesure, qui se veut un indice du stress physiologique imposé à l'athlète, sans quoi la mesure de charge d'entraînement a peu de valeur d'un point de vue pratique (Impellizzeri et al. 2022). L'étude originale présentée dans ce mémoire vient appuyer les idées d'Impellizzeri et ses collègues (2022).

Tout d'abord, pour apprécier le degré de difficulté de séances élaborées à partir de la charge d'entraînement, nous avons introduit de légères modifications aux modèles de Coggan (2019) et de Hayes (2009). Une fois les modifications apportées, nous avons simplement renommé les modèles « Coggan modifié » et « Hayes modifié ». Il s'agit d'une des principales contributions de l'étude originale présentée au chapitre 4.

Pour le modèle de Coggan modifié, il s'agit de déterminer quel est le TSS maximal pouvant être produit par l'athlète sur une durée donnée, considérant son profil de puissance. Par définition, le TSS se calcule suivant l'Équation 28.

$$TSS = \frac{T \cdot IF \cdot P_N}{FTP \cdot 3600} = \left( \frac{P_N}{FTP} \right)^2 \cdot \frac{T}{3600} \quad (28)$$

Supposons qu'un athlète effectue un test maximal et continu sur une durée  $T$  (qui n'est pas nécessairement de 60 minutes), la puissance record qu'il pourra maintenir sur cette durée ( $P_{max}$ ) sera la même que la  $P_N$ , puisque l'exercice est effectué à puissance constante. Et donc,

$$TSS_{max} = \left(\frac{P_{max}}{FTP}\right)^2 \cdot \frac{T}{3600} \quad (29)$$

Ainsi, on peut déduire que

$$TSS_{max} = \left(\frac{P_N}{FTP}\right)^2 \cdot \frac{T}{3600} \quad (30)$$

$$\left(\frac{P_N}{FTP}\right)^2 \cdot \frac{T}{3600} = \left(\frac{P_{max}}{FTP}\right)^2 \cdot \frac{T}{3600} \quad (31)$$

$$\left(\frac{P_N}{FTP}\right)^2 = \left(\frac{P_{max}}{FTP}\right)^2 \quad (32)$$

$$P_N = P_{max} \quad (33)$$

Ainsi, sur un exercice de durée  $T$ , continu ou intermittent, l'athlète arrivera à épuisement si sa  $P_N$  est équivalente à la  $P_{max}$  sur la même durée. Le modèle de Coggan modifié présente donc un indice d'intensité relative différent du modèle original. Nous avons renommé cet indice le ratio de difficulté (DR), qui met en relation la  $P_N$  par rapport à la  $P_{max}$  sur la durée de l'exercice.

$$DR = \frac{P_N}{P_{max}} \quad (34)$$

Le modèle de Coggan modifié a pour avantage de présenter un indice relatif du degré de difficulté qui tient compte du profil de performances records de l'athlète et qui s'applique, peu importe la durée de l'exercice. Ce faisant, il peut être utilisé pour créer des séances d'EPI ayant le DR souhaité par l'entraîneur.

De manière très similaire, pour le modèle de Hayes modifié, il s'agit d'évaluer les TRIMP de façon relative. Pour calculer le degré de difficulté d'une séance, le modèle de Hayes modifié calcule d'abord le TRIMP maximal ( $TRIMP_{max}$ ) pouvant être maintenu par l'athlète sur un exercice continu effectué sur la durée totale de la séance ( $T$ ). Le ratio du TRIMP de la séance et du  $TRIMP_{max}$  est le degré de difficulté de la session. En théorie, il est impossible, pour un athlète effectuant un exercice intermittent, de surpasser sa charge maximale ( $TRIMP_{max}$ ), obtenue sur un effort maximal continu de même durée.

En faisant ressortir les limites du modèle de Coggan, même modifié, à prescrire des séances d'EPI comportant peu de répétitions, effectuées à intensité supramaximale, l'étude présentée au chapitre 4 soulève un doute sur le calcul de puissance normalisée, qui ne permet pas de bien représenter les phénomènes physiologiques se déroulant lors d'un exercice. La  $P_N$  permet de tenir compte de la relation curvilinéaire qui existe entre l'intensité et le stress physiologique. L'exposant 4 utilisé dans le calcul de la  $P_N$  n'est probablement pas approprié pour représenter le stress physiologique selon l'intensité de l'exercice ou les caractéristiques physiologiques propres à chaque athlète. Il faut toutefois mentionner que la version modifiée du modèle de Coggan, présentée dans notre étude originale, malgré ses limites, est meilleure que le modèle d'origine, notamment parce qu'elle permet de tenir compte du profil général de performance de l'athlète et de la durée de la séance d'entraînement.

Le modèle de Skiba (Skiba et al. 2012, 2015; Skiba et Clarke 2021) quant à lui fait partie de la catégorie de modèles de l'exercice intermittent reposant sur le concept de puissance critique. Notre étude originale fait ressortir des limites similaires à celles du modèle de Coggan modifié. Les séances prescrites qui sont impossibles ont la particularité d'avoir un nombre faible de répétitions, de courte durée, effectuées à haute intensité avec un long repos. Les limites du modèle de Skiba sont plus marquées que celles observées pour le modèle de Coggan modifié. Ainsi, les séances impossibles sont observées sur une fenêtre plus large d'intensités, de nombre de répétitions et de durées d'effort et de repos. Plus de séances impossibles sont observées lorsque la prescription est effectuée à l'aide de ce modèle. Pour le modèle de Skiba, la faiblesse majeure, au-delà des calculs de reconstitution du  $W'$ , qui peuvent être peaufinés, demeure le concept de puissance critique sur lequel il repose. Tel que présenté dans la section 2.2.2, le modèle de puissance critique n'est valide que pour un domaine restreint de durées d'exercice. C'est l'un des premiers modèles de l'exercice continu, et il a été amélioré au fil du temps pour corriger partiellement ses défauts conceptuels, mais il demeure imparfait.

## **5.2 Au-delà de la puissance critique : l'évolution de la modélisation**

La Figure 12 présente une comparaison du modèle de puissance critique (Monod et Scherrer 1965) avec les modèles plus actuels de l'exercice continu, soit le modèle de Péronnet et

Thibault (1989), le modèle OmPD de Puchowicz (2020), et celui d'Emig (2018). La Figure 12 confronte les modèles aux records du monde actuels en course à pied chez les hommes et montre que les modèles plus récents sont beaucoup plus précis, et présentent une erreur moyenne relative beaucoup plus basse, soit moins de 1 %. Ils présentent aussi une faible variabilité des erreurs résiduelles. À l'inverse, le modèle de puissance critique présente des erreurs résiduelles de plus en plus importantes à mesure que les durées d'exercice tendent vers 0 ou sont plus longues qu'environ 30 minutes. Sachant qu'il existe d'autres modèles plus performants que le modèle de puissance critique, la question se pose à savoir pourquoi il continue d'être au cœur des modèles de l'exercice intermittent, notamment celui de Skiba (2012, 2015, 2021).

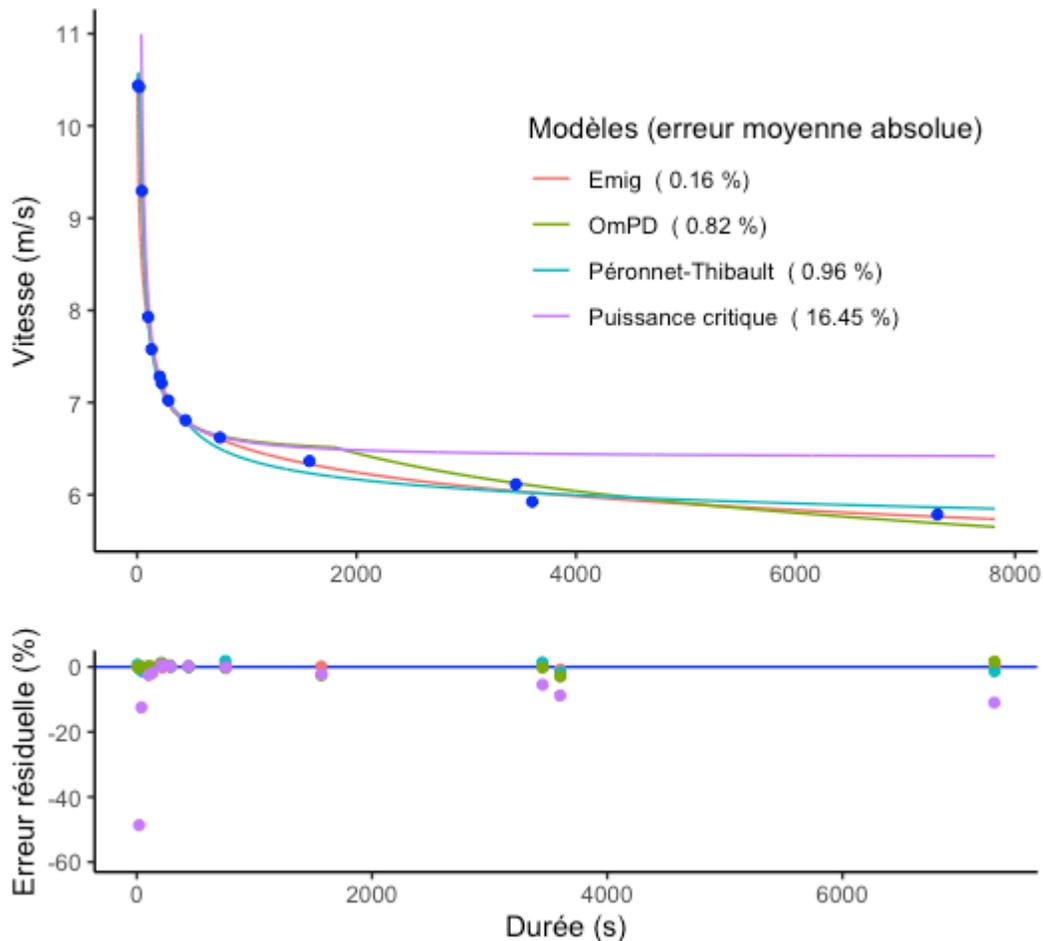


Figure 12. Comparaison des modèles de l'exercice continu par rapport aux records du monde en athlétisme.

Si le concept de puissance critique est encore au cœur des modèles de l'exercice intermittent, c'est en partie parce qu'il est facile à appliquer à l'exercice intermittent. En travaillant au-dessus de la CP, l'athlète dépenserait de l'énergie, et en dessous de celle-ci, il en récupérerait. La CP est un construit qui n'a pas la signification physiologique qu'on lui porte parfois (Poole et al. 2016; Saif, Khan, et Parveen 2022; Broxterman, Craig, et Kirby 2022). Un athlète peut très bien effectuer une séance où il alterne des fractions d'exercice à une intensité supérieure à sa CP, et récupère à une intensité inférieure à la CP. Cependant, si l'athlète devait effectuer un exercice continu à cette intensité de récupération, on sait, logiquement, qu'il finira tôt ou tard par être épuisé. Ainsi, l'intensité ne peut être le seul facteur déterminant si un athlète puise dans ses réserves ou s'il récupère. D'autres facteurs, tels que l'état actuel des réserves de l'athlète, et le temps écoulé depuis le début de la séance, influent sans doute sur la capacité à récupérer et à poursuivre un exercice donné (Marcora 2019; Pageaux 2014). À cet effet, les modèles hydrauliques sont prometteurs, puisqu'ils proposent des causes multiples pour expliquer l'état d'épuisement d'un athlète (Sundström 2016; Eriksson, Holmberg, et Westerblad 2016; Noakes 2000).

Non seulement les modèles plus récents de l'exercice continu convergent vers les données de terrain sur une plus grande fourchette de durées, et avec plus de précision, mais ils permettent de mieux comprendre les mécanismes sous-jacents. Le modèle de Péronnet et Thibault (1989) permet de mieux comprendre la contribution des métabolismes anaérobie et aérobie à l'exercice. Le modèle d'Emig (2018) tente d'expliquer le construit qu'est l'endurance par une perte d'efficacité à mesure que la durée de l'exercice progresse. Bien que théoriques, ces mécanismes sont plus précis et réalistes d'un point de vue physiologique que ceux décrits par le modèle de puissance critique (Monod et Scherrer 1965). Tel que mentionné précédemment, la modélisation est un processus qui repose sur des données de terrain. La formulation de modèles empiriques est une première étape. S'ensuivent de multiples allers-retours pour peaufiner le modèle, corriger ses limites et améliorer ses bases conceptuelles. Pour améliorer un modèle, il faut pouvoir connaître ses forces et ses limites. Pour l'exercice intermittent, le manque de données de qualité met un frein à ce processus évolutif de la modélisation. Devant le manque de données disponibles, nous avons choisi de procéder par simulations dans le cadre de notre étude originale. Cependant, ces simulations ne font ressortir qu'une partie des limites des modèles actuels. Pour

que la modélisation de l'exercice intermittent suive son cours comme cela a été le cas pour l'exercice continu, il est essentiel de créer une banque de données de qualité issues de séances d'exercices intermittents dont on peut apprécier le degré de difficulté.

### **5.3 L'étude des cas extrêmes**

En réponse aux critiques, les auteurs du modèle de Skiba indiquent que leur modèle demeure fonctionnel pour des cas de figure d'entraînement traditionnels, effectués à des intensités se situant environ entre 85 et 100 % de la PAM (Skiba et Clarke 2021). Notre étude, présentée au chapitre 4, ne prouve pas que les modèles à l'étude sont limités pour ce type de séances. Les limites qui ressortent de l'analyse correspondent plutôt à des cas extrêmes, où les fractions d'exercices sont très courtes, effectuées à très haute intensité (plus de 100 % de la PAM), et entrecoupées de longues périodes de repos (Briand, Tremblay, et Thibault 2022). Il faut toutefois mentionner que ces cas extrêmes surviennent en pratique. Plusieurs approches d'entraînement récentes, comme le SIT (MacInnis et Gibala 2017; Gibala et Little 2020; Gibala et al. 2012; Gillen et al. 2016; Gibala et MacInnis 2022; Tabata et al. 1997) et l'entraînement polarisé (Ingham, Fudge, et Pringle 2012; Seiler et al. 2013), préconisent des séances effectuées à très haute intensité.

L'étude des cas extrêmes demeure primordiale pour la compréhension des principes sous-jacents à l'exercice intermittent. Les tableaux 2 et 3 de la section 1.2 présentent d'ailleurs des cas extrêmes qui n'ont pas encore été discutés. Le premier cas extrême survient avec l'intensité des périodes de repos. Si celle-ci s'avère trop élevée, il se peut, même si l'athlète alterne des périodes à intensité élevée et des périodes de repos, qu'il accumule moins de temps à intensité cible que lors d'un exercice continu. Le deuxième cas survient de façon similaire avec la durée des périodes de repos. Si celles-ci sont trop longues, elles peuvent engendrer de la fatigue, faisant en sorte que l'athlète accumule moins de temps à intensité cible que lors d'un exercice continu. Bien que ces cas extrêmes surviennent rarement en pratique, ils doivent pouvoir être modélisés pour permettre la pleine compréhension des mécanismes sous-jacents à l'exercice intermittent.

## 5.4 Progression de la modélisation de l'exercice intermittent

Tel que mentionné dans l'introduction du chapitre 4, les données actuelles de l'exercice intermittent ne sont pas de qualité, parce qu'elles ne peuvent pas être comparées de façon objective. Pour que des données d'exercices intermittents permettent l'élaboration d'un bon modèle, il faut que les séances d'EPI puissent être comparées. Pour ce faire, le plus simple est, tout comme pour des performances records en cyclisme ou en course à pied, d'utiliser un critère objectif d'épuisement ou d'effort maximal. Ainsi, pour apprécier la valeur des modèles actuels de l'exercice intermittent et pour les bonifier, il faut recueillir des données découlant d'un nombre élevé de séances où les divers paramètres de l'EPI varient. Il faut aussi que les participants aient des profils de performances variés. Il s'agit d'un défi important, qui nécessitera vraisemblablement une collaboration élargie de différents groupes de recherche s'intéressant à l'exercice intermittent. Des études à large échelle recrutant un nombre élevé de participants pourraient être envisagées.

Il importe aussi de différencier le type de données nécessaire pour assister et valider le processus de modélisation au type de séances dite idéal ou applicable dans un contexte d'entraînement. Bien entendu, des séances menant à épuisement ne sont pas nécessairement toujours recommandables dans un contexte d'entraînement, puisqu'elles mettent l'athlète à risque de surmenage, de fatigue ou de blessure (Selye 1950; Kreider, Fry, et O'Toole 1998). La notion d'épuisement est un critère objectif nécessaire, dans une optique de modélisation, pour comprendre l'interaction des mécanismes physiologiques lors d'exercices intermittents. Une fois que les mécanismes régissant l'augmentation et la diminution de la fatigue seront mieux compris et quantifiés, les modèles de l'exercice intermittent pourront s'appliquer à tout type de séances, qu'elles mènent à épuisement ou non.

Dans la section 5.1 discutant des limites des modèles de l'exercice intermittent, nous avons peu évoqué les modèles hydrauliques, car ils demeurent très théoriques et peu appliqués en pratique à ce jour. Pour la plupart, les modèles hydrauliques n'ont fait l'objet que de simulations pour évaluer le réalisme de leur comportement. Par exemple, le modèle de Behncke (1993), qui est un modèle complexe de la performance, inclut le modèle hydraulique de Margaria-

Morton (1985, 1986, 1990). Selon Morton, il s'applique assez bien aux exercices continus (Morton 2006). De son côté, Weigend (2022) admet que son modèle hydraulique ne parvient pas encore à refléter correctement le temps requis pour l'atteinte du  $VO_2\text{max}$ . Néanmoins, le processus d'amélioration de cette catégorie de modèles suit son cours. Par exemple, Weigend a montré que les modèles hydrauliques pouvaient refléter la récupération d'un athlète de façon plus précise que les modèles de l'exercice intermittent découlant du concept de puissance critique (Weigend et al. 2021). L'une des limites majeures des modèles hydrauliques réside dans leur complexité. Ceux-ci incorporent plusieurs éléments conceptuels qui interagissent et qui doivent être quantifiés. Pour peaufiner davantage les modèles hydrauliques, il faudra rassembler des données issues d'un grand nombre de séances d'exercice intermittent. Pour faciliter l'application des modèles hydrauliques, il faudra aussi élaborer des tests de terrain maximisant la quantité de données utiles pouvant être récoltées lors d'un seul et même test. À cet effet, un test proposé par l'« Australian Institute of Sports » pourrait s'avérer intéressant (Tanner et Gore 2012). Il consiste à enchaîner plusieurs exercices maximaux sur différentes durées dans une seule et même séance. Ce test pourrait permettre de maximiser l'information recueillie et de paramétrer le modèle hydraulique en une seule séance test.

Finalement, un des défauts des modèles actuels de l'exercice intermittent ou continu est qu'ils reposent entièrement sur des paramètres ou des construits se voulant physiologiques. L'aspect psychologique joue un rôle majeur dans la performance sportive (Marcora 2019). Ainsi, un modèle complet de l'exercice continu ou intermittent devrait tenir compte, en plus des facteurs physiologiques, de facteurs psychobiologiques (Smirmaul, Dantas, et Nakamura 2013; Pageaux 2014; Marcora 2019; Fennell et Hopker 2021). Le niveau de motivation de l'athlète, le temps restant à la séance ou la fraction d'effort, la durée totale de la séance ou de la fraction d'effort, le niveau d'effort fourni depuis le début de la séance et les expériences passées de l'athlète sont des facteurs qui influent sans doute sur son aptitude à poursuivre à mesure que la séance progresse (Smirmaul, Dantas, et Nakamura 2013; Pageaux 2014; Marcora 2019). Un modèle complet devra aussi tenir compte de variables contextuelles comme l'environnement (chaleur ou altitude), le bien-être psychologique de l'athlète, la quantité et la qualité de son sommeil, l'accumulation de fatigue des séances précédentes, etc. (Briand et al. 2022; Selye 1950;

Stern, Hegedus, et Lai 2020; Leo, Giorgi, et al. 2022). Bien que les variables psychologiques et contextuelles déterminent jusqu'à un certain point le moment où l'épuisement survient lors d'un exercice intermittent, il est difficile de concevoir un modèle rassemblant un très grand nombre de variables. La première étape pour la suite des travaux consiste vraisemblablement à élaborer un modèle de l'exercice intermittent moins limité que les modèles actuels et reposant sur des concepts physiologiques. Des variables psychologiques, contextuelles pourront ensuite être ajoutées à ce modèle pour le bonifier.

## 5.5 Applications scientifiques et pratiques du mémoire

Sur le plan scientifique, le mémoire dresse un portrait détaillé des différents modèles de l'exercice continu et de l'exercice intermittent, en plus de fournir des pistes pour les prochains travaux à mener afin d'élaborer un modèle plus approprié de l'exercice intermittent. La revue des modèles de l'exercice continu montre que les données de terrain de qualité, en l'occurrence les records du monde en course à pied ou les profils de puissances records en cyclisme, ont permis de graduellement peaufiner les modèles. Les modèles les plus aboutis de l'exercice continu permettent d'expliquer les records du monde en course à pied avec une erreur de moins de 1 %, tel que montré à la Figure 12. En somme, il faut retenir que les données de terrain de qualité ont permis de tester la validité des améliorations apportées aux modèles de l'exercice continu. Les connaissances en physiologie de l'exercice peuvent guider les améliorations qui sont faites aux modèles. Des hypothèses peuvent être émises sur l'interaction des mécanismes physiologiques à l'exercice et validées grâce aux données de terrain de qualité. Ce processus mène à des modèles qui, en plus de prédire les performances avec une grande précision, permettent d'apprécier l'interaction de processus physiologiques à l'exercice. Le modèle de Péronnet et Thibault (1989) est un bon exemple de ce type de modèles.

Les modèles de l'exercice intermittent se divisent en différentes catégories, soit les modèles empiriques, les modèles reposant sur le concept de puissance critique, les modèles associés à la charge d'entraînement, et les modèles hydrauliques. Le Tableau 4 de la section 3.5 décrit les forces et les faiblesses des modèles de chacune des catégories. Un défaut commun des différents modèles de l'exercice intermittent demeure qu'ils n'ont pas fait l'objet de validations

rigoureuses. Il est beaucoup plus difficile d'obtenir des données de qualité sur l'exercice intermittent, et ce, principalement pour deux raisons. D'un côté, il y a plus de paramètres modulables, ce qui multiplie le nombre de séances possibles pouvant être élaborées. D'autre part, les co-variables ayant un effet sur le degré de difficulté d'une séance sont souvent ajustées différemment selon les besoins, les objectifs et la philosophie des intervenants du milieu sportif. Des données de qualité sont essentielles pour permettre à la modélisation de l'exercice intermittent d'évoluer, d'être plus valide et plus précise, comme ce fut le cas pour les modèles de l'exercice continu. Sans ces données, la plupart des modèles de l'exercice intermittent demeurent au stade d'hypothèses, certaines faisant interagir des construits empiriques, d'autres des concepts liés à des phénomènes physiologiques.

Des devis expérimentaux peuvent être envisageables pour récolter des données et faire progresser la modélisation de l'exercice intermittent. L'inférence causale (Pearl 2009) peut être une approche intéressante pour apprécier l'effet des différents éléments conceptuels interagissant lors d'un exercice continu ou intermittent. Une fois qu'une hypothèse claire est définie, présentant l'effet de différentes variables sur l'accumulation de la fatigue à l'exercice, une première étape consisterait à élaborer des devis d'études randomisées contrôlées, pour bien estimer l'effet de certaines variables principales (ex. durées des fractions d'exercice, nombre de répétitions, intensité des fractions d'exercice) sur l'accumulation ou la dissipation de la fatigue à l'exercice. Des devis d'études longitudinales pourraient aussi compléter la collecte de données pour estimer l'effet de variables secondaires (ex. motivation et effort perçu de l'athlète, variables environnementales, etc.) sur l'accumulation ou la dissipation de la fatigue à l'exercice.

D'un point de vue pratique, le mémoire a exploré l'étendue de certaines limites de modèles de l'exercice intermittent. La Figure 11 de la section 5.1.1 indique que le degré de difficulté des séances découlant du modèle de Purdy (2002) n'est pas homogène. Il est notamment affecté par les paramètres de la séance et le profil de l'athlète. Ces limites se reflètent également dans le modèle de Thibault (2003), puisque celui-ci découle du modèle de Purdy (2002). Enfin, l'étude présentée au Chapitre 4, montre que les modèles de Skiba (Skiba et Clarke 2021; Skiba et al. 2012, 2015) et de Coggan (Allen, Coggan, et McGregor 2019) mènent à une prescription et une analyse incongrues pour des séances ayant un faible nombre de courtes

répétitions d'exercice effectuées à intensité supra maximale, entrecoupées de longues périodes de récupération. Il est donc important pour les intervenants du milieu sportif utilisant ces modèles de bien comprendre leurs limites pour prescrire ou analyser des séances d'exercice intermittent. Cette compréhension des limites des modèles de l'exercice intermittent favorise leur bonne utilisation dans les bons contextes.

Finalement, le mémoire présente une version modifiée du modèle de Coggan. Les détails mathématiques de cette modification sont présentés à la section 5.1.2 du mémoire. Le modèle de Coggan modifié présente moins de limites que les autres modèles de l'exercice intermittent couramment utilisés sur le terrain.

## 5.6 Conclusion

L'examen des modèles de l'exercice intermittent nous permet donc de conclure qu'ils peuvent faciliter et guider le travail des intervenants sportifs quant à la prescription et l'analyse de séances d'EPI, mais qu'ils demeurent imparfaits. Ils ne permettent pas réellement, pour l'instant, de bien refléter les mécanismes physiologiques en jeu pendant des exercices intermittents. Une collecte de données en lien avec une grande variété de séances d'exercices intermittents permettrait d'améliorer les modèles actuels ou d'en développer un meilleur, et de mieux refléter l'interaction des différents mécanismes physiologiques en jeu.

Il est utile de rappeler que l'EPI est une méthode efficace autant pour le sportif qui vise à s'améliorer en vue de compétitions, que le sportif débutant ou dans un processus de remise en forme, de même que le patient en réhabilitation (Karlsen et al. 2017; Weston, Wisløff, et Coombes 2014; Buchheit et Laursen 2013a; Wen et al. 2019). Des outils permettant une meilleure prescription et analyse de séances d'EPI sont essentiels pour maximiser leurs effets bénéfiques selon le profil et les objectifs du participant.

La modélisation de l'EPI ne permettra pas d'emblée de répondre à la question souvent soulevée par les intervenants sportifs, à savoir « quelle est la séance idéale pour maximiser les adaptations physiologiques et améliorer les performances ». Cependant, on a besoin d'un modèle valide de l'exercice intermittent pour bien élaborer les devis de recherche pour y répondre. En

effet, l'être humain s'apparente à un système dynamique non linéaire (Stern, Hegedus, et Lai 2020). Lorsqu'un stress est imposé à l'athlète au cours d'une séance, ses effets sont positifs, ou négatifs, et cela dépend d'un très grand nombre de facteurs, qui sont souvent difficiles à apprécier et qui interagissent entre eux d'une façon qui n'est pas simple. Parmi ces facteurs, certains sont intrinsèques, comme la génétique, l'âge et les capacités physiologiques du participant. D'autres facteurs peuvent être liés à l'état de forme de l'athlète la journée de l'entraînement, à son niveau de fatigue, de motivation, de stress, d'énergie, etc. Même s'il s'agit d'un champ d'études très jeune et que beaucoup de travail doit être fait pour mettre en évidence les liens de causalité entre ces différents facteurs et leurs effets sur la performance ou les blessures, des modèles permettent déjà à ce jour d'évaluer la probabilité future qu'un athlète se blesse ou s'absente d'une séance d'entraînement (Van Eetvelde et al. 2021; Briand et al. 2022). Une approche similaire pourrait être envisagée pour prédire l'état de forme d'un athlète. Une quantification de la fatigue par le biais d'un modèle valide de l'exercice intermittent permettrait par exemple d'anticiper le niveau de forme futur de l'athlète en fonction de l'état de ses différents paramètres et du stress découlant des séances d'entraînement. Cette approche permettrait aux intervenants de mieux choisir la séance optimale selon le contexte et les capacités de chaque athlète.

## Références bibliographiques

- Abbiss, C. R., et P. B. Laursen. 2008. « Describing and understanding pacing strategies during athletic competition ». *Sports medicine* 38 (3) : 239-52.
- Allen, D. G., G. D. Lamb, et H. Westerblad. 2008. « Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms ». *Physiological reviews* 88 (1) : 287-332.
- Allen, D. G., et H. Westerblad. 2001. « Role of phosphate and calcium stores in muscle fatigue ». *The Journal of physiology* 536 (Pt 3) : 657-65.
- Allen, H., A. R. Coggan, et S. McGregor. 2019. *Training and Racing with a Power Meter*. VeloPress.
- Alvarez-Ramirez, J.. 2002. « An improved Peronnet-Thibault mathematical model of human running performance ». *European journal of applied physiology* 86 (6) : 517-25.
- Alves, J. W., L. F. Farias-Junior, C. P. Alves, A. L. Mortatti, et E. C. Costa. 2022. « Low-Volume High-Intensity Interval Training Sessions with Different Work-Recovery Durations and Muscle Damage in Trained Men ». *Research quarterly for exercise and sport*, mars, 1-9.
- Andersen, P., et J. Henriksson. 1977. « Capillary supply of the quadriceps femoris muscle of man: adaptive response to exercise ». *The Journal of physiology* 270 (3) : 677-90.
- Arabi, H., H. Vandewalle, B. Kapitaniak, et H. Monod. 1999. « Evaluation of wheelchair users in the field and in laboratory: Feasibility of progressive tests and critical velocity tests ». *International journal of industrial ergonomics* 24 (5) : 483-91.
- Aris, R.. 1994. *Mathematical Modelling Techniques*. Courier Corporation.
- Åstrand, I., P. O. Åstrand, E. H. Christensen, et R. Hedman. 1960a. « Intermittent muscular work ». *Acta physiologica Scandinavica* 48 (3-4) : 448-53.
- Åstrand, I., P. O. Åstrand, E. H. Christensen, et R. Hedman. 1960b. « Myohemoglobin as an oxygen-store in man ». *Acta physiologica Scandinavica* 48 (3-4) : 454-60.
- Åstrand, P.O., K. Rodahl, H. Dahl, et Sigmund B. Stromme. 2003. *Textbook of Work Physiology: Physiological Bases of Exercise*. Human Kinetics. 4<sup>e</sup> edition.
- Atakan MM, Li Y, Koşar ŞN, Turnagöl HH, Yan X.. 2021. « Evidence-Based Effects of High-Intensity Interval Training on Exercise Capacity and Health: A Review with Historical Perspective ». *International journal of environmental research and public health* 18 (13). <https://doi.org/10.3390/ijerph18137201>.
- Baar, K.. 2006. « To perform your best: work hard not long ». *The Journal of physiology* 575 (3) : 690.
- Balsom, P. D., J. Y. Seger, B. Sjödin, et B. Ekblom. 1992a. « Physiological responses to maximal

- intensity intermittent exercise ». *European journal of applied physiology and occupational physiology* 65 (2) : 144-49.
- Balsom, P. D., J. Y. Seger, B. Sjödén, et B. Ekblom. 1992b. « Maximal-intensity intermittent exercise: effect of recovery duration ». *International journal of sports medicine* 13 (7) : 528-33.
- Banister, E. W., T.W. Calvert, M.V. Savage, et T. Bach. 1975. « A systems model of training for athletic performance ». *Australian Journal of science and medicine in sport* 7 (3) : 57-61.
- Banister, E. W., et T. W. Calvert. 1980. « Planning for future performance: implications for long term training ». *Canadian journal of applied sport sciences. Journal canadien des sciences appliquées au sport* 5 (3) : 170-76.
- Barstow, T. J., et P. A. Molé. 1991. « Linear and nonlinear characteristics of oxygen uptake kinetics during heavy exercise ». *Journal of applied physiology* 71 (6) : 2099-2106.
- Bartram, J. C., D. Thewlis, D. T. Martin, et K. I. Norton. 2017. « Predicting Critical Power in Elite Cyclists: Questioning the Validity of the 3-Minute All-Out Test ». *International journal of sports physiology and performance* 12 (6) : 783-87.
- Bartram, J. C., D. Thewlis, D. T. Martin, et K. I. Norton. 2018. « Accuracy of W' Recovery Kinetics in High Performance Cyclists-Modeling Intermittent Work Capacity ». *International journal of sports physiology and performance* 13 (6) : 724-28.
- Bartram, J. C., D. Thewlis, D. T. Martin, et K. I. Norton. 2022. « Validating an Adjustment to the Intermittent Critical Power Model for Elite Cyclists-Modeling W' Balance During World Cup Team Pursuit Performances ». *International journal of sports physiology and performance* 17 (2) : 170-75.
- Behncke, H. 1993. « A mathematical model for the force and energetics in competitive running ». *Journal of mathematical biology* 31 (8) : 853-78.
- Bender, E. A. 2000. *An Introduction to Mathematical Modeling*. Courier Corporation.
- Bergman, B. C., et G. A. Brooks. 1999. « Respiratory gas-exchange ratios during graded exercise in fed and fasted trained and untrained men ». *Journal of applied physiology* 86 (2) : 479-87.
- Bergstrom, H. C., T. J. Housh, J. M. Zuniga, C. L. Camic, D.A. Traylor, Ri. J. Schmidt, et G. O. Johnson. 2012. « A new single work bout test to estimate critical power and anaerobic work capacity ». *Journal of strength and conditioning research* 26 (3) : 656-63.
- Bergstrom, H. C., T.J. Housh, J. M. Zuniga, D. A. Traylor, R. W. Lewis Jr, C. L. Camic, R.J. Schmidt, et G.O. Johnson. 2013. « Mechanomyographic and metabolic responses during continuous cycle ergometry at critical power from the 3-min all-out test ». *Journal of electromyography and kinesiology* 23 (2) : 349-55.
- Billat, L. V. 2001. « Interval training for performance: a scientific and empirical practice. Special recommendations for middle- and long-distance running. Part I: aerobic interval training ».

*Sports medicine* 31 (1) : 13-31.

- Billat, V., J. C. Renoux, J. Pinoteau, B. Petit, et J. P. Koralsztein. 1995. « Times to exhaustion at 90, 100 and 105% of velocity at VO<sub>2</sub>max (maximal aerobic speed) and critical speed in elite long-distance runners ». *Archives of physiology and biochemistry* 103 (2) : 129-35.
- Briand, J., S. Deguire, S. Gaudet, et F. Bieuzen. 2022. « Monitoring Variables Influence on Random Forest Models to Forecast Injuries in Short-Track Speed Skating ». *Frontiers in sports and active living* 4 (juillet) : 896828.
- Briand, J., J. Tremblay, et G. Thibault. 2022. « Can Popular High-Intensity Interval Training (HIIT) Models Lead to Impossible Training Sessions? » *Sports (Basel, Switzerland)* 10 (1). <https://doi.org/10.3390/sports10010010>.
- Brickley, G., J. Doust, et C. A. Williams. 2002. « Physiological responses during exercise to exhaustion at critical power ». *European journal of applied physiology* 88 (1-2) : 146-51.
- Brooks, G. A. 1986. « Lactate production under fully aerobic conditions: the lactate shuttle during rest and exercise ». *Federation proceedings* 45 (13) : 2924-29.
- Broxterman, R. M., J. C. Craig, et B. S. Kirby. 2022. « Critical Power: Over 95 years of evidence and evolution ». *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 32 (5) :933-934.
- Broxterman, R. M., P. F. Skiba, J. C. Craig, S. L. Wilcox, C. J. Ade, et T. J. Barstow. 2016. « W' expenditure and reconstitution during severe intensity constant power exercise: mechanistic insight into the determinants of W' ». *Physiological reports* 4 (19). <https://doi.org/10.14814/phy2.12856>.
- Buchheit, M., H. Al Haddad, G. P. Millet, P. M. Lepretre, M. Newton, et S. Ahmaidi. 2009. « Cardiorespiratory and cardiac autonomic responses to 30-15 intermittent fitness test in team sport players ». *Journal of strength and conditioning research* 23 (1) : 93-100.
- Buchheit, M., et P. B. Laursen. 2013a. « High-intensity interval training, solutions to the programming puzzle: Part I: cardiopulmonary emphasis ». *Sports medicine* 43 (5) : 313-38.
- Buchheit, M., et P. B. Laursen. 2013b. « High-intensity interval training, solutions to the programming puzzle. Part II: anaerobic energy, neuromuscular load and practical applications ». *Sports medicine* 43 (10) : 927-54.
- Burgomaster, K. A., G. J. F. Heigenhauser, et M. J. Gibala. 2006. « Effect of short-term sprint interval training on human skeletal muscle carbohydrate metabolism during exercise and time-trial performance ». *Journal of applied physiology* 100 (6) : 2041-47.
- Burgomaster, K. A., K. R. Howarth, S. M. Phillips, M. Rakobowchuk, M. J. Macdonald, S. L. McGee, et M. J. Gibala. 2008. « Similar metabolic adaptations during exercise after low volume sprint interval and traditional endurance training in humans ». *The Journal of physiology* 586 (1) : 151-60.
- Burke, Louise M., John A. Hawley, Stephen H. S. Wong, et Asker E. Jeukendrup. 2011. « Carbohydrates for training and competition ». *Journal of sports sciences* 29 Suppl 1 (juin) :

S17-27.

- Busso, T., C. Carasso, et J. R. Lacour. 1991. « Adequacy of a systems structure in the modeling of training effects on performance ». *Journal of applied physiology* 71 (5) : 2044-49.
- Caen, K., G. Bourgois, C. Dauwe, L. Blancquaert, K. Vermeire, E. Lievens, J. O. Van Dorpe, et al. 2021. «  $W'$  Recovery Kinetics after Exhaustion: A Two-Phase Exponential Process Influenced by Aerobic Fitness ». *Medicine and science in sports and exercise* 53 (9) : 1911-21.
- Caen, K., J. G. Bourgois, G. Bourgois, T. Van Der Stede, K. Vermeire, et J. Boone. 2019. « The Reconstitution of  $W'$  Depends on Both Work and Recovery Characteristics ». *Medicine and science in sports and exercise* 51 (8) : 1745-51.
- Calvert, T. W., E. W. Banister, M. V. Savage, et T. Bach. 1976. « A Systems Model of the Effects of Training on Physical Performance ». *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics* SMC-6 (2) : 94-102.
- Capelli, C., G. Rosa, F. Butti, G. Ferretti, A. Veicsteinas, et P. E. di Prampero. 1993. « Energy cost and efficiency of riding aerodynamic bicycles ». *European journal of applied physiology and occupational physiology* 67 (2) : 144-49.
- Chorley, A., R. P. Bott, S. Marwood, et K. L. Lamb. 2022. « Bi-exponential modelling of  $W'$  reconstitution kinetics in trained cyclists ». *European journal of applied physiology* 122 (3) : 677-89.
- Christensen, E. H., R. Hedman, et B. Saltin. 1960. « Intermittent and continuous running. (A further contribution to the physiology of intermittent work.) ». *Acta physiologica Scandinavica* 50 (décembre) : 269-86.
- Clarke, D. C., et P. F. Skiba. 2013. « Rationale and resources for teaching the mathematical modeling of athletic training and performance ». *Advances in physiology education* 37 (2) : 134-52.
- Clingeffer, A., L. Mc Naughton, et B. Davoren. 1994. « Critical power may be determined from two tests in elite kayakers ». *European journal of applied physiology and occupational physiology* 68 (1) : 36-40.
- Collins, M. H., D. J. Pearsall, G. S. Zavorsky, H. Bateni, R. A. Turcotte, et D. L. Montgomery. 2000. « Acute effects of intense interval training on running mechanics ». *Journal of sports sciences* 18 (2) : 83-90.
- Conley, D. L., et G. S. Krahenbuhl. 1980. « Running economy and distance running performance of highly trained athletes ». *Medicine and science in sports and exercise* 12 (5) : 357-60.
- Coyle, E. F. 2005. « Very intense exercise-training is extremely potent and time efficient: a reminder ». *Journal of applied physiology* 98 (6) : 1983-1984.
- Daniels, J.. 2013. *Daniels' Running Formula*. Human Kinetics.

- Daniels, J., et N. Daniels. 1992. « Running economy of elite male and elite female runners ». *Medicine and science in sports and exercise* 24 (4) : 483-89.
- Davies, C. T., et M. W. Thompson. 1979. « Aerobic performance of female marathon and male ultramarathon athletes ». *European journal of applied physiology and occupational physiology* 41 (4) : 233-45.
- De Solleysel, J. 1723. *Le parfait maréchal*. books.google.com.
- Di Domenico, H., J. B. Beaume, A. Peyrard, P. Samozino, M. Bowen, F. Hintzy, G. P. Millet, M. Hayes, T. Lapole, et Thomas Rupp. 2022. « Neuromuscular fatigability during repeated sprints assessed with an innovative cycle ergometer ». *European journal of applied physiology* 122 (5) : 1189-1204.
- di Prampero, P. E. di, G. Cortili, P. Mognoni, et F. Saibene. 1979. « Equation of motion of a cyclist ». *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology* 47 (1) : 201-6.
- di Prampero, P. E.. 1981. « Energetics of muscular exercise ». Dans *Reviews of Physiology, Biochemistry and Pharmacology* (89): 143-222.
- Dotan, R.. 2022. « A critical review of critical power ». *European journal of applied physiology* 122 (7) : 1559-88.
- Drake, J., A. Finke, et R. Ferguson. 2022. « Modelling human endurance: Power laws vs critical power ». *BioRxiv*. <https://doi.org/10.1101/2022.08.31.506028>.
- Eklom, B. 1986. « Factors determining maximal aerobic power ». *Acta physiologica Scandinavica. Suppl.* 556 : 15-19.
- Epema, H. K., S. van den Brand, Wouter Gregoor, J. D. G. Kooijman, H. P. Pereboom, D. C. Wielemaker, et C-J van der Zweep. 2012. « Bicycle Design: A different approach to improving on the world human powered speed records ». *Procedia Engineering* 34 (janvier) : 313-18.
- Eriksson, A., H. C. Holmberg, et H. Westerblad. 2016. « A numerical model for fatigue effects in whole-body human exercise ». *Mathematical and computer modelling of dynamical systems* 22 (1) : 21-38.
- Fennell, C. R. J., et J. G. Hopker. 2021. « The Acute Physiological and Perceptual Effects of Individualizing the Recovery Interval Duration Based Upon the Resolution of Muscle Oxygen Consumption During Cycling Exercise ». *International journal of sports physiology and performance* 16 (11) : 1580-88.
- Ferguson, C., H. B. Rossiter, B. J. Whipp, A. J. Cathcart, S. R. Murgatroyd, et S. A. Ward. 2010. « Effect of recovery duration from prior exhaustive exercise on the parameters of the power-duration relationship ». *Journal of applied physiology* 108 (4) : 866-74.
- Foster, C., J. A. Rodriguez-Marroyo, et J. J. de Koning. 2017. « Monitoring Training Loads: The Past, the Present, and the Future ». *International journal of sports physiology and*

*performance* 12 (Suppl 2) : S22-28.

- Galán-Rioja, M. A. Fernando González-Mohíno, P. F. Skiba, et J. M. González-Ravé. 2022. « Utility of the W'bal model in training programme design for masters cyclists ». *European journal of sport science: EJSS: official journal of the European College of Sport Science*, novembre, 1-10.
- Gibala, M. J., et J. P. Little. 2020. « Physiological basis of brief vigorous exercise to improve health ». *The Journal of physiology* 598 (1) : 61-69.
- Gibala, M. J., J. P. Little, M. van Essen, G. P. Wilkin, K. A. Burgomaster, A. Safdar, S. Raha, et M. A. Tarnopolsky. 2006. « Short-term sprint interval versus traditional endurance training: similar initial adaptations in human skeletal muscle and exercise performance ». *The Journal of physiology* 575 (Pt 3) : 901-11.
- Gibala, Martin J., J. P. Little, M. J. Macdonald, et J. A. Hawley. 2012. « Physiological adaptations to low-volume, high-intensity interval training in health and disease ». *The Journal of physiology* 590 (5) : 1077-84.
- Gibala, Martin J., et Martin J. MacInnis. 2022. « Physiological basis of brief, intense interval training to enhance maximal oxygen uptake: a mini-review ». *American journal of physiology. Cell physiology* 323 (5) : C1410-16.
- Gibala, M. J., et S. L. McGee. 2008. « Metabolic adaptations to short-term high-intensity interval training: a little pain for a lot of gain? ». *Exercise and sport sciences reviews* 36 (2) : 58-63.
- Gillen, J. B., B. J. Martin, M. J. MacInnis, L. E. Skelly, M. A. Tarnopolsky, et M. J. Gibala. 2016. « Twelve Weeks of Sprint Interval Training Improves Indices of Cardiometabolic Health Similar to Traditional Endurance Training despite a Five-Fold Lower Exercise Volume and Time Commitment ». *PloS one* 11 (4) : e0154075.
- Gorostiaga, E. M., L. Sánchez-Medina, et I. Garcia-Tabar. 2022. « Over 55 years of critical power: Fact or artifact? ». *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 32 (1) : 116-24.
- Haddad, A., Y. Zhang, S. Su, B. Celler, et H. Nguyen. 2014. « Modelling and regulating of cardio-respiratory response for the enhancement of interval training ». *Biomedical engineering online* 13 (février) : 9.
- Haller, S., Strepp, et Blumkaitis. 2022. « High-Intensity Interval Training In Elite Athletes. A Meta-Analysis Of Effects On VO<sub>2</sub>max ». *Medicine and science in sports*.
- Halson, S. L. 2014. « Monitoring training load to understand fatigue in athletes ». *Sports medicine* 44 Suppl 2 (novembre) : S139-47.
- Hayes, P. R., et M. D. Quinn. 2009. « A mathematical model for quantifying training ». *European journal of applied physiology* 106 (6) : 839-47.
- Hendy, H. M., et B. J. Boyer. 1995. « Specificity in the relationship between training and performance in triathlons ». *Perceptual and motor skills* 81 (3 Pt 2) : 1231-40.

- Hewson, D. J., et W. G. Hopkins. 1996. « Specificity of training and its relation to the performance of distance runners ». *International journal of sports medicine* 17 (3) : 199-204.
- Hill, A. V. 1925. « The Physiological Basis of Athletic Records ». *The Scientific monthly* 21 (4) : 409-28.
- Hill, D.W. 1993. « The Critical Power Concept ». *Sports medicine* 16 (4) : 237-54.
- Hill, D. W., C. Alain, et M. D. Kennedy. 2003. « Modeling the relationship between velocity and time to fatigue in rowing ». *Medicine and science in sports and exercise* 35 (12) : 2098-2105.
- Hill, D. W., D. C. Poole, et J. C. Smith. 2002. « The relationship between power and the time to achieve .VO<sub>2</sub>max ». *Medicine and science in sports and exercise* 34 (4) : 709-14.
- Hill, D. W., R. P. Steward, et C. J. Lane. 1995. « Application of the Critical Power Concept to Young Swimmers ». *Pediatric exercise science* 7 (3) : 281-93.
- Hill, D. W., et C. S. Ferguson. 1999. « A physiological description of critical velocity ». *European journal of applied physiology and occupational physiology* 79 (3) : 290-93.
- Hughson, R. L., C. J. Orok, et L. E. Staudt. 1984. « A high velocity treadmill running test to assess endurance running potential ». *International journal of sports medicine* 5 (1) : 23-25.
- Hunter, I., et G. A. Smith. 2007. « Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run ». *European journal of applied physiology* 100 (6) : 653-61.
- Imbach, F., N. Sutton-Charani, J. Montmain, R. Candau, et S. Perrey. 2022. « The Use of Fitness-Fatigue Models for Sport Performance Modelling: Conceptual Issues and Contributions from Machine-Learning ». *Sports Medicine - Open* 8 (1) : 1-6.
- Impellizzeri, F., I. Shrier, S. McLaren, A. Coutts, A. McCall, K. Slattery, A. Jeffries, et J. Kalkhoven. 2022. « Understanding training load as exposure and dose ». *SportRXiv*. <https://doi.org/10.51224/srxiv.186>.
- Ingham, S. A., B. W. Fudge, et J. S. Pringle. 2012. « Training distribution, physiological profile, and performance for a male international 1500-m runner ». *International journal of sports physiology and performance* 7 (2) : 193-95.
- Jones, A. M., A. Vanhatalo, M. Burnley, R. Hugh Morton, et D. C. Poole. 2010. « Critical power: implications for determination of VO<sub>2</sub>max and exercise tolerance ». *Medicine and science in sports and exercise* 42 (10) : 1876-90.
- José Arantes, F., P. Freitas Vieira, D. Licnerski Borges, F. Balbino Lizardo, J. Elias Dias Nunes, et A. Alves Pereira. 2021. « Effect of different work and recovery settings during high-intensity intermittent training on maximal oxygen uptake and session volume responses ». *Science & sports* 36 (5) : 415.e1-415.e7.

- Karaba-Jakovljević, D., J. Popadić-Gaćesa, N. Grujić, O. Barak, et M. Drapsin. 2007. « Motivation and motoric tests in sports ». *Medicinski pregled* 60 (5-6) : 231-36.
- Karlsen, T., I. L. Aamot, M. Haykowsky, et Ø. Rognmo. 2017. « High Intensity Interval Training for Maximizing Health Outcomes ». *Progress in cardiovascular diseases* 60 (1) : 67-77.
- Karsten, B., S. A. Jobson, J. Hopker, L. Passfield, et C. Beedie. 2014. « The 3-min test does not provide a valid measure of critical power using the SRM isokinetic mode ». *International journal of sports medicine* 35 (4) : 304-9.
- Kennedy, M. D., et G. J. Bell. 2000. « A comparison of critical velocity estimates to actual velocities in predicting simulated rowing performance ». *Revue canadienne de physiologie appliquée* 25 (4) : 223-35.
- Kennelly, A. E. 1906. « An Approximate Law of Fatigue in the Speeds of Racing Animals ». *Proceedings of the American Academy of Arts and Sciences* 42 (15) : 275-331.
- Kennelly, A. E. 1926. « Changes during the Last Twenty Years in the World's Speed Records of Racing Animals ». *Proceedings of the American Academy of Arts and Sciences* 61 (11) : 487-523.
- Kreider, R. B., A. C. Fry, et M. L. E. O'Toole. 1998. *Overtraining in sport*. Human Kinetics.
- Krustrup, P., K. Söderlund, M. Mohr, et J. Bangsbo. 2004. « The slow component of oxygen uptake during intense, sub-maximal exercise in man is associated with additional fibre recruitment ». *European journal of physiology* 447 (6) : 855-66.
- Ksoll, K., S. Hermann, A. Mühlberger, et F. Stöcker. 2021. « Central and Peripheral Oxygen Distribution in Two Different Modes of Interval Training ». *Metabolites* 11 (11).  
<https://doi.org/10.3390/metabo11110790>.
- Leo, P., A. Giorgi, J. Spragg, B. Martinez Gonzalez, et I. Mujika. 2022. « Impact of prior accumulated work and intensity on power output in elite/international level road cyclists—a pilot study ». *German Journal of Exercise and Sport Research*, juin.  
<https://doi.org/10.1007/s12662-022-00818-x>.
- Leo, P., J. Spragg, T. Podlogar, J. S. Lawley, et I. Mujika. 2022. « Power profiling and the power-duration relationship in cycling: a narrative review ». *European journal of applied physiology* 122 (2) : 301-16.
- Lillo-Beviá, J. R.. 2022. « Research publications linked with the analysis of time to exhaustion in cycling and the importance of laboratory tests ». *Journal Of Science & Cycling* 11 (1) : 1-4.
- Lipski, E. S., D. J. Spindler, M. K. C. Hesselink, T. D. Myers, et D. Sanders. 2022. « Differences in Performance Assessments Conducted Indoors and Outdoors in Professional Cyclists ». *International journal of sports physiology and performance*, mars, 1-7.
- Lloyd. B. B. 1967. « World Running Records as Maximal Performances-Oxygen Debt and Other Limiting ». Dans *Circulation Research* 20

- Lloyd, B. B. 1966. « The energetics of running: an analysis of world records ». *Advancement of science* 22 (103) : 515-30.
- MacInnis, M. J., et M. J. Gibala. 2017. « Physiological adaptations to interval training and the role of exercise intensity ». *The Journal of physiology* 595 (9) : 2915-30.
- Marcora, S. M. 2019. « Psychobiology of fatigue during endurance exercise ». *Endurance performance in sport*. <https://doi.org/10.4324/9781315167312-2/psychobiology-fatigue-endurance-exercise-samuele-marcora>.
- Marcora, S. M., W. Staiano, et V. Manning. 2009. « Mental fatigue impairs physical performance in humans ». *Journal of applied physiology* 106 (3) : 857-64.
- Margaria, R., P. Cerretelli, P. Aghemo, et G. Sassi. 1963. « Energy cost of running ». *Journal of applied physiology* 18 (mars) : 367-70.
- Margaria, R.. 1976. *Biomechanics and energetics of muscular exercise*. Oxford University Press.
- Mateo-March, M., P. L. Valenzuela, X. Muriel, A. Gandia-Soriano, M. Zabala, A. Lucia, J. G. Pallares, et D. Barranco-Gil. 2022. « The Record Power Profile of Male Professional Cyclists: Fatigue Matters ». *International journal of sports physiology and performance*, mars, 1-6.
- Mateo-March, M., J. R. Lillo-Beviá, et G. della Mattia. 2022. « Power Profile Index: An Adjustable Metric for Load Monitoring in Road Cycling ». *Applied Sciences* 12 (21): 11020. <https://doi.org/10.3390/app122111020>.
- McCafferty, W. B., et S. M. Horvath. 1977. « Specificity of exercise and specificity of training: a subcellular review ». *Research quarterly* 48 (2) : 358-71.
- McClave, S. A., M. LeBlanc, et S. A. Hawkins. 2011. « Sustainability of critical power determined by a 3-minute all-out test in elite cyclists ». *Journal of strength and conditioning research* 25 (11) : 3093-98.
- Medbo, J. I., A. C. Mohn, I. Tabata, R. Bahr, O. Vaage, et O. M. Sejersted. 1988. « Anaerobic capacity determined by maximal accumulated O<sub>2</sub> deficit ». *Journal of applied physiology* 64 (1) : 50-60.
- Meyer, W. J. 2004. *Concepts of Mathematical Modeling*. Courier Corporation.
- Michalik, K., S. Glinka, N. Danek, et M. Zatoń. 2018. « Interval Training with Active Recovery and the Physical Capacity of Recreational Male Runners ». *Polish Journal of Sport and Tourism* 25 (4) : 15-20.
- Monod, H., et J. Scherrer. 1965. « The Work Capacity of a Synergic muscular ». *Ergonomics* 8 (3) : 329-38.
- Morgan, P. T., M. I. Black, S. J. Bailey, A. M. Jones, et A. Vanhatalo. 2019. « Road cycle TT performance: Relationship to the power-duration model and association with FTP ». *Journal of sports sciences* 37 (8) : 902-10.
- Moritani, T., A. Nagata, H. A. deVries, et M. Muro. 1981. « Critical power as a measure of

- physical work capacity and anaerobic threshold ». *Ergonomics* 24 (5) : 339-50.
- Morton R. H., Redstone, et Laing. 2005. « The critical power model and bench press weightlifting ». *The Journal of sports medicine and physical fitness*.
- Morton, R. H. 1985. « On a model of human bioenergetics ». *European journal of applied physiology and occupational physiology* 54 (3) : 285-90.
- Morton, R. H. 1990. « Modelling human power and endurance ». *Journal of mathematical biology* 28 (1) : 49-64.
- Morton, R. H. 1994. « Critical power test for ramp exercise ». *European journal of applied physiology and occupational physiology* 69 (5) : 435-38.
- Morton, R. H. 1996. « A 3-parameter critical power model ». *Ergonomics* 39 (4) : 611-19.
- Morton, R. H. 1997. « Alternative forms of the critical power test for ramp exercise ». *Ergonomics* 40 (5) : 511-14.
- Morton, R. H., S. Green, D. Bishop, et D. G. Jenkins. 1997. « Ramp and constant power trials produce equivalent critical power estimates ». *Medicine and science in sports and exercise* 29 (6) : 833-36.
- Morton, R. H.. 1986. « On a model of human bioenergetics II ». *European journal of applied physiology and occupational physiology* 55 (4) : 413-18.
- Morton, R. H.. 2006. « The critical power and related whole-body bioenergetic models ». *European journal of applied physiology* 96 (4) : 339-54.
- Morton, R. H., et L. V. Billat. 2004. « The critical power model for intermittent exercise ». *European journal of applied physiology* 91 (2-3) : 303-7.
- Mulligan, M., G. Adam, et T. Emig. 2018. « A minimal power model for human running performance ». *PloS one* 13 (11) : e0206645.
- Newton, A. F. H. (1947). *Commonsense Athletics*. G. Berridge, London.
- Noakes, T. D. 2000. « Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance ». *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 10 (3) : 123-45.
- Noakes, T. 2003. *Lore of Running*. Human Kinetics.
- O'connor, L. M., et J. A. Vozenilek. 2011. « Is it the athlete or the equipment? An analysis of the top swim performances from 1990 to 2010 ». *Journal of strength and conditioning research* 25 (12) : 3239-41.
- Pageaux, B.. 2014. « The psychobiological model of endurance performance: an effort-based decision-making theory to explain self-paced endurance performance ». *Sports medicine* 44: 1319-1320.
- Passfield, L., J. M. Murias, M. Sacchetti, et A. Nicolò. 2022. « Validity of the Training-Load

- Concept ». *International journal of sports physiology and performance* 17 (4) : 507-14.
- Patoz, A., T. Blokker, N. Pedrani, R. Spicher, F. Borrani, et D. Malatesta. 2022. « Oxygen Uptake at Critical Speed and Power in Running: Perspectives and Practical Applications ». *International journal of sports physiology and performance* 17 (3) : 400-406.
- Pearl, J. 2003. « Statistics and causal inference: A review ». *Test* 12 (2) : 281-345.
- Péronnet, F., et G. Thibault. 1989. « Mathematical analysis of running performance and world running records ». *Journal of applied physiology* 67 (1) : 453-65.
- Péronnet, F., et G. Thibault. 1987. « Analyse physiologique de la performance en course à pied : révision du modèle hyperbolique ». *Journal of physiology* 82 : 52-60.
- Pettitt, R. W. 2016. « Applying the Critical Speed Concept to Racing Strategy and Interval Training Prescription ». *International journal of sports physiology and performance* 11 (7) : 842-47.
- Poole, D. C., M. Burnley, A. Vanhatalo, H. B. Rossiter, et A. M. Jones. 2016. « Critical Power: An Important Fatigue Threshold in Exercise Physiology ». *Medicine and science in sports and exercise* 48 (11) : 2320-34.
- Poole, D. C., S. A. Ward, G. W. Gardner, et B. J. Whipp. 1988. « Metabolic and respiratory profile of the upper limit for prolonged exercise in man ». *Ergonomics* 31 (9) : 1265-79.
- Puchowicz, M. J., J. Baker, et D. C. Clarke. 2020. « Development and field validation of an omnidomain power-duration model ». *Journal of sports sciences* 38 (7) : 801-13.
- Puchowicz, M. J., E. Mizelman, A. Yogev, M. S. Koehle, N. E. Townsend, et D. C. Clarke. 2018. « The Critical Power Model as a Potential Tool for Anti-doping ». *Frontiers in physiology* 9 (juin) : 643.
- Pugh, C. F., C. M. Beaven, R. A. Ferguson, M. W. Driller, C. D. Palmer, et C. D. Paton. 2022. « Critical Power, Work Capacity, and Recovery Characteristics of Team-Pursuit Cyclists ». *International journal of sports physiology and performance*, septembre, 1-8.
- Purdy, J. G. 1974. « Least squares model for the running curve ». *Research quarterly* 45 (3) : 224-38.
- Purdy, J. G. 1975. « Computer generated track and field scoring tables: II. Theoretical foundation and development of a model ». *Medicine and science in sports* 7 (2) : 111-15.
- Purdy, J. G. 1977. « Computer generated track and field scoring tables: III. Model evaluation and analysis ». *Medicine and science in sports* 9 (4) : 212-18.
- Purdy, J. Gerry. 2002. *Running Trax: Computerized Running Training Programs*. Tafness Press.
- Raimundo, J., A. Gesser, R. A. De Aguiar, F. D. Lisboa, G. Ribeiro, et F. Caputo. 2022. « Modeling the expenditure and reconstitution of distance above critical speed during two swimming interval training sessions ». *Frontiers in physiology* 13.  
<https://doi.org/10.3389/fphys.2022.952818>.

- Renoux, J. C., B. Petit, V. Billat, et J. P. Koralsztein. 2000. « Calculation of times to exhaustion at 100 and 120% maximal aerobic speed ». *Ergonomics* 43 (2) : 160-66.
- Rosenblat, M. A., C. Granata, et S. G. Thomas. 2022. « Effect of Interval Training on the Factors Influencing Maximal Oxygen Consumption: A Systematic Review and Meta-Analysis ». *Sports medicine*, janvier. <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01624-5>.
- Sahlin, K., et J. Henriksson. 1984. « Buffer capacity and lactate accumulation in skeletal muscle of trained and untrained men ». *Acta physiologica Scandinavica* 122 (3) : 331-39.
- Saif, A., Z. Khan, et A. Parveen. 2022. « Critical power as a fatigue threshold in sports: A scoping review ». *Science & sports*, mars. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2021.05.010>.
- Saltin, B., et J. Karlsson. 1971. « Muscle Glycogen Utilization During Work of Different Intensities ». Dans *Muscle Metabolism During Exercise. Conference, 1970 Karolinska Institutet Symposium Stockholm, Suède, 6-9 septembre*.
- Sanders, D., et T. van Erp. 2021. « The Physical Demands and Power Profile of Professional Men's Cycling Races: An Updated Review ». *International journal of sports physiology and performance* 16 (1) : 3-12.
- Sandford, G. N., P. B. Laursen, et M. Buchheit. 2021. « Anaerobic Speed/Power Reserve and Sport Performance: Scientific Basis, Current Applications and Future Directions ». *Sports medicine* 51 (10) : 2017-28.
- Schumacher, Y. Olaf, et P. Mueller. 2002. « The 4000-m team pursuit cycling world record: theoretical and practical aspects ». *Medicine and science in sports and exercise* 34 (6) : 1029-36.
- Scott, C. B., et C. Fountaine. 2013. « Estimating the energy costs of intermittent exercise ». *Journal of human kinetics* 38 (octobre) : 107-13.
- Seiler, S., K. Jørganson, B. V. Olesen, and K. J. Hetlelid. 2013. "Adaptations to Aerobic Interval Training: Interactive Effects of Exercise Intensity and Total Work Duration". *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 23, no. 1 (février): 74–83.
- Selye, H. 1950. « Stress and the general adaptation syndrome ». *British medical journal* 1 (4667) : 1383-92.
- Skiba, P. F., D. Clarke, A. Vanhatalo, et A. M. Jones. 2014. « Validation of a novel intermittent w' model for cycling using field data ». *International journal of sports physiology and performance* 9 (6) : 900-904.
- Skiba, P. F., W. Chidnok, A. Vanhatalo, et A. M. Jones. 2012. « Modeling the expenditure and reconstitution of work capacity above critical power ». *Medicine and science in sports and exercise* 44 (8) : 1526-32.
- Skiba, P. Friere, et D. C. Clarke. 2021. « The W' Balance Model: Mathematical and Methodological Considerations ». *International journal of sports physiology and performance* 16 (11) : 1561-72.

- Skiba, P. F., J. Fulford, D. C. Clarke, A. Vanhatalo, et A. M. Jones. 2015. « Intramuscular determinants of the ability to recover work capacity above critical power ». *European journal of applied physiology* 115 (4) : 703-13.
- Smirmaul, D., et Nakamura. 2013. « The psychobiological model: a new explanation to intensity regulation and (in) tolerance in endurance exercise ». *Revue Brésilienne de l'éducation physique et des sports* 27 (2) : 333-40.
- Smith, David J. 2003. « A framework for understanding the training process leading to elite performance ». *Sports medicine* 33 (15) : 1103-26.
- Sproule, J.. 1998. « Running economy deteriorates following 60 min of exercise at 80% VO<sub>2</sub>max ». *European journal of applied physiology* 77 (4) : 366-71.
- Sreedhara, Vijay Sarthy M., Gregory M. Mocko, et Randolph E. Hutchison. 2019. « A survey of mathematical models of human performance using power and energy ». *Sports medicine - open* 5 (1) : 54.
- Steele, J., D. Plotkin, D. Van Every, A. Rosa, H. Zambrano, B. Mendelovits, M. Carrasquillo-Mercado, J. Grgic, et B. J. Schoenfeld. 2021. « Slow and Steady, or Hard and Fast? A Systematic Review and Meta-Analysis of Studies Comparing Body Composition Changes between Interval Training and Moderate Intensity Continuous Training ». *Sports (Basel, Switzerland)* 9 (11). <https://doi.org/10.3390/sports9110155>.
- Stern, B. D., E. J. Hegedus, et Y. C. Lai. 2020. « Injury prediction as a non-linear system ». *Physical therapy in sport: official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine* 41 (janvier) : 43-48.
- Stone, Mi., S. Plisk, et D. Collins. 2002. « Training principles: evaluation of modes and methods of resistance training--a coaching perspective ». *Sports biomechanics* 1 (1) : 79-103.
- Sundström, D.. 2016. « On a bioenergetic four-compartment model for human exercise ». *Sports Engineering* 19 (4) : 251-63.
- Tabata, I., K. Irisawa, M. Kouzaki, K. Nishimura, F. Ogita, et M. Miyachi. 1997. « Metabolic profile of high intensity intermittent exercises ». *Medicine and science in sports and exercise* 29 (3) : 390-95.
- Tanner R., et C. Gore. 2012. *Physiological Tests for Elite Athletes*. Human Kinetics.
- Thibault, G. 2003. « A graphical model for interval training ». *New Studies in Athletics* 18 (3) : 49-56.
- Thibault, G. 2009. *Entraînement cardio : sports d'endurance et performance*. Vélo Québec Éditions.
- Thomas, D. Q., B. O. Fernhall, et H. Granat. 1999. « Changes in Running Economy During a 5-km Run in Trained Men and Women Runners ». *Journal of strength and conditioning research* 13 (2) : 162.

- Townsend, N. E., D. S. Nichols, P. F. Skiba, S. Racinais, et J. D. Périard. 2017. « Prediction of Critical Power and W' in Hypoxia: Application to Work-Balance Modelling ». *Frontiers in physiology* 8. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00180>.
- Valenzuela, P. L., X. Muriel, T. van Erp, M. Mateo-March, A. Gandia-Soriano, M. Zabala, R. P. Lamberts, A. Lucia, D. Barranco-Gil, et J. G. Pallarés. 2022. « The Record Power Profile of Male Professional Cyclists: Normative Values Obtained From a Large Database ». *International journal of sports physiology and performance* 17 (5) : 701-10.
- Vandewalle, H. 2008. « Puissance critique : passé, présent et futur d'un concept ». *Science & sports* 23 (5) : 223-30.
- Van Eetvelde, H., L. D. Mendonça, C. Ley, R. Seil, et T. Tischer. 2021. « Machine learning methods in sport injury prediction and prevention: a systematic review ». *Journal of experimental orthopaedics* 8 (1) : 27.
- Vanhatalo, A., J. H. Doust, et M. Burnley. 2007. « Determination of critical power using a 3-min all-out cycling test ». *Medicine and science in sports and exercise* 39 (3) : 548-55.
- Vanhatalo, A., J. H. Doust, et M. Burnley. 2008. « Robustness of a 3 min all-out cycling test to manipulations of power profile and cadence in humans ». *Experimental physiology* 93 (3) : 383-90.
- Vanhatalo, A., A. M. Jones, et M. Burnley. 2011. « Application of critical power in sport ». *International journal of sports physiology and performance* 6 (1) : 128-36.
- Van Pol, et Kavussanu. 2012. « Achievement motivation across training and competition in individual and team sports ». *Sport, exercise, and performance psychology*. <https://psycnet.apa.org/journals/spy/1/2/91/>.
- Wakayoshi, K., K. Ikuta, T. Yoshida, M. Udo, T. Moritani, Y. Mutoh, et M. Miyashita. 1992a. « Determination and validity of critical velocity as an index of swimming performance in the competitive swimmer ». *European journal of applied physiology and occupational physiology* 64 (2) : 153-57.
- Wakayoshi, K., T. Yoshida, M. Udo, T. Kasai, T. Moritani, Y. Mutoh, et M. Miyashita. 1992b. « A simple method for determining critical speed as swimming fatigue threshold in competitive swimming ». *International journal of sports medicine* 13 (5) : 367-71.
- Wakayoshi, K., T. Yoshida, M. Udo, T. Harada, T. Moritani, Y. Mutoh, et M. Miyashita. 1993. « Does critical swimming velocity represent exercise intensity at maximal lactate steady state? » *European journal of applied physiology and occupational physiology* 66 (1) : 90-95.
- Ward-Smith, A. J. 1985. « A mathematical theory of running, based on the first law of thermodynamics, and its application to the performance of world-class athletes ». *Journal of biomechanics* 18 (5) : 337-49.
- Weigend, F. C., D. C. Clarke, O. Obst, et J. Siegler. 2021. « A hydraulic model outperforms work-balance models for predicting recovery kinetics from intermittent exercise ». *ArXiv [cs.OH]*.

arXiv. <http://arxiv.org/abs/2108.04510>.

Weigend, F. C., E. Gray, O. Obst, et J. Siegler. 2022. « Benefits and limitations of a new hydraulic performance model ». *ArXiv [q-bio.QM]*. arXiv. <http://arxiv.org/abs/2207.14295>.

Weigend, F. C., J. Siegler, et O. Obst. 2021. « A new pathway to approximate energy expenditure and recovery of an athlete ». Dans *Proceedings of the Genetic and Evolutionary Computation Conference Companion*. 325-26. New York, NY, USA : Association for Computing Machinery.

Wen, D., T. Utesch, J. Wu, S. Robertson, J. Liu, G. Hu, et H. Chen. 2019. « Effects of different protocols of high intensity interval training for VO<sub>2</sub>max improvements in adults: A meta-analysis of randomised controlled trials ». *Journal of science and medicine in sport* 22 (8) : 941-47.

Westerblad, H., D. G. Allen, et J. Lännergren. 2002. « Muscle fatigue: lactic acid or inorganic phosphate the major cause? » *News in physiological sciences: an international journal of physiology produced jointly by the International Union of Physiological Sciences and the American Physiological Society* 17 (février) : 17-21.

Weston, K. S., U. Wisløff, et J. S. Coombes. 2014. « High-intensity interval training in patients with lifestyle-induced cardiometabolic disease: a systematic review and meta-analysis ». *British journal of sports medicine* 48 (16) : 1227-34.

Wilkie, D. R. 1980. « Equations describing power input by humans as a function of duration of exercise ». *Exercise Bioenergetics and Gas Exchange*.

Zacca, R., B. Mezêncio, F. A. de Souza Castro, F. Y. Nakamura, D. B. Pyne, J. P. Vilas-Boas, et R. J. Fernandes. 2021. « Case Study: Comparison of Swimsuits and Wetsuits Through Biomechanics and Energetics in Elite Female Open Water Swimmers ». *International journal of sports physiology and performance* (août) : 1-7.

## Annexe

Le code et les calculs associés à l'étude présentée au chapitre 4 sont disponibles sur le lien suivant : <https://github.com/JrmyBriand/HIT-models-impossible-sessions>