

Faculté des sciences de la motricité

**Effets d'un entraînement en
musculature à charge élevée avec
restriction de flux sanguin sur la
performance physique**
Revue narrative de la littérature

Auteur : Lories Gabriel

Promotrice : Van Doorslaer de ten Ryen Sophie

Année académique 2025-2026

Master en kinésithérapie et réadaptation [60.0] – KINE2M

UCLouvain FSM : Déclaration d'utilisation des aides et outils Intelligence Artificielle (IA)

J'ai utilisé l'IA pour ce projet : ☒ Oui
☐ Non

Si vous avez utilisé l'IA dans ce travail, veuillez préciser comment ci-dessous :

Texte (par exemple, vérification orthographique, génération de texte, production d'idées, ...)

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

Vérification de l'orthographe, grammaire et syntaxe.
Aide à la construction de phrases (synonymes, répétitions, formation de phrases).
Aide pour la construction méthodologique (organisation des parties, ordre) (pas le contenu).
Aide pour la traduction d'articles en anglais (si trop compliqué).
Aide pour résumer certains articles difficiles (pas pour les articles de mes résultats).

Images

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

/

Code, aide à la programmation, ou algorithmes

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

/

Autres utilisations

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

/

Je connais les règles de de la Faculté des sciences de la motricité de l'UCLouvain en matière d'intelligence artificielle. Je déclare que toute utilisation d'aides ou d'outils d'intelligence artificielle est explicitement mentionnée dans le présent formulaire de déclaration

Nom	Loriers	Prénom	Gabriel
-----	---------	--------	---------

REMERCIEMENTS

Je tiens, en premier lieu, à exprimer ma reconnaissance envers ma promotrice, Madame Van Doorslaer Sophie, pour son accompagnement constant, la pertinence de ses conseils et la grande liberté qu'elle m'a laissée dans l'orientation de mes recherches. Son expertise a été un guide précieux tout au long de ce travail.

Mes remerciements s'adressent également à la Faculté de Sciences de la motricité pour m'avoir offert un cadre d'apprentissage stimulant durant ces quatre années d'études.

Également, je souhaite remercier l'ensemble des enseignants et des intervenants du cursus. La qualité de leurs enseignements et leur passion pour la discipline m'ont transmis les outils intellectuels nécessaires à la réalisation de ce travail et ont profondément nourri mon intérêt pour le domaine de la kinésithérapie et de la rééducation.

Je souhaite également remercier mes amis de faculté, avec qui j'ai partagé ces années d'études. Merci pour les moments d'entraide, les échanges stimulants et votre soutien précieux qui ont rendu ce parcours plus enrichissant.

Enfin, je tiens à exprimer ma profonde gratitude à ma famille, et plus particulièrement à mes parents. Je vous remercie de m'avoir accompagné avec autant de bienveillance et de m'avoir transmis le goût de l'effort, l'envie d'apprendre et ce désir constant de se surpasser.

Au-delà de mon parcours académique, vous m'avez communiqué la passion du sport et des valeurs qui me sont chères : l'entraide, l'empathie et le sens du soin envers les autres. Ce mémoire est, en grande partie, le fruit de l'éducation et du soutien inconditionnel que vous m'avez offert.

TABLE DES ABRÉVIATIONS

Abréviation	Terme complet / Définition
1-RM	One Repetition Maximum (charge maximale pour une répétition)
ACSM	American College of Sports Medicine
ANCOVA	Analyse de covariance (analyse statistique utilisée pour comparer les groupes)
AOP	Arterial Occlusion Pressure (pression d'occlusion artérielle)
BFR	Blood Flow Restriction (Restriction de flux sanguin)
CMJ	Countermovement Jump (Saut vertical contre mouvement)
CSA	Cross-Sectional Area (surface de section transversale du muscle)
DC	Développé couché (exercice de musculation pour le haut du corps)
EMG	Électromyographie (mesure de l'activité électrique des muscles)
ES	Effect Size (taille d'effet, mesure de la magnitude d'un résultat)
GH	Growth Hormone (hormone de croissance)
HL-BFR	High-Load Blood Flow Restriction (charge élevée avec restriction de flux sanguin)
HL-RT	High-Load Resistance Training (entraînement en musculation à charge élevée traditionnel)
HSR	Heavy Slow Resistance (entraînement en résistance lourde et lente)
IGF-1	Insulin-like Growth Factor 1 (facteur de croissance analogue à l'insuline)

LE	Leg Extension (exercice d'isolation pour le quadriceps)
LL-BFR	Low-Load Blood Flow Restriction
mCSA	Muscle Cross-Sectional Area (aire de section transversale musculaire)
mTOR	Mechanistic Target of Rapamycin (voie de signalisation intracellulaire de la synthèse protéique)
MVC / MVIC	Maximal Voluntary (Isometric) Contraction (contraction volontaire maximale/isométrique)
NHE	Nordic Hamstring Exercise (exercice spécifique pour les ischios-jambiers)
NIRS	Near-Infrared Spectroscopy (spectroscopie en proche infrarouge pour l'oxygénation musculaire)
RFD	Rate of Force Development (taux de développement de la force)
SBP	Systolic Blood Pressure (pression artérielle systolique)
SDT	Soulevé de Terre (exercice de musculation polyarticulaire)
SJ	Squat Jump (saut vertical à partir d'une position de squat statique)
UM	Unité Motrice (un motoneurone et l'ensemble des fibres musculaires qu'il innerve)

TABLE DES MATIÈRES

.....	2
REMERCIEMENTS.....	3
TABLE DES ABRÉVIATIONS	4
INTRODUCTION.....	8
1. Entraînement en musculation et déterminants de la performance.....	8
2. Limites de l'entraînement en musculation à charge élevée	10
3. La restriction de flux sanguin	12
4. Problématique et justification de l'étude	15
METHODOLOGIE	17
1. Type d'étude et choix méthodologique	17
2. Structure et thématique.....	17
3. Stratégie de recherche bibliographique	18
4. Critères d'inclusion	19
5. Critères d'exclusion.....	19
6. Processus de sélection des études	19
7. Analyse statistique.....	20
RÉSULTATS	21
HL-BFR vs LL-BFR.....	21
a) Force musculaire maximale (1-RM, MVC et Peak Torque)	21
b) Hypertrophie musculaire.....	23
c) Puissance et performance explosive	24
HL-BFR vs HL-RT	26
a) Force musculaire maximale (1-RM, MVC/MVIC et Peak Torque).....	26
b) Hypertrophie musculaire.....	30
c) Puissance et performance explosive	32
DISCUSSION	36
1. Force musculaire maximale	37
2. Hypertrophie musculaire.....	40
3. Puissance et performance explosive	42
4. En résumé.....	44
5. Applications pratiques.....	45
a) Implications pour la kinésithérapie et la rééducation	45
b) Implications pour l'entraînement sportif	46
c) Perspectives.....	47

6. Limites	48
CONCLUSION	52
BIBLIOGRAPHIE	53
.....	61

INTRODUCTION

1. Entraînement en musculation et déterminants de la performance

Dans une perspective globale, la force musculaire est aujourd'hui considérée comme une qualité physique fondamentale, à la base du développement des autres composantes de la performance sportive. Un niveau de force élevée est associé à une amélioration des compétences d'explosivité, de vitesse et d'agilité, déterminant dans de nombreuses disciplines (Suchomel et al., 2016). En augmentant la capacité de production de force relative, l'athlète améliore non seulement ses performances motrices, mais également sa capacité à tolérer les contraintes mécaniques imposées par la pratique sportive. Cette adaptation contribue ainsi à renforcer la résilience face aux blessures et à optimiser la performance générale (Lauersen et al., 2014).

L'entraînement en musculation constitue ainsi un pilier fondamental du développement des capacités physiques, contribuant directement à l'amélioration de la force musculaire, de la composition corporelle et de la santé fonctionnelle (American College of Sports Medicine [ACSM], 2009). Il est désormais largement reconnu comme un outil essentiel, tant dans une optique de performance sportive que de prévention des blessures et de rééducation.

Dans le domaine sportif, cette modalité d'exercice joue un rôle central dans l'optimisation des adaptations neuromusculaires nécessaires pour répondre aux exigences spécifiques de la compétition (Kraemer & Ratamess, 2004). Par ailleurs, son intégration dans des programmes structurés permet de réduire significativement le risque de blessures, notamment grâce au renforcement des structures musculotendineuses et à l'amélioration du contrôle neuromusculaire (Lauersen et al., 2014).

Pour induire ces bénéfices, les modèles de progression actuels reposent sur une manipulation précise des variables d'entraînement, particulièrement de la charge, du volume et de la fréquence, afin de garantir une amélioration continue des performances chez les individus sains comme chez les athlètes (ACSM, 2009). Sur le plan structurel, l'augmentation de la masse musculaire résulte d'un processus d'hypertrophie, caractérisé par une augmentation de la taille des fibres musculaires. Ce phénomène repose sur la mécanotransduction, c'est-à-dire la conversion des stimuli mécaniques en signaux biochimiques capables d'activer les voies

anaboliques, telles que la cascade mTOR, responsables de l'augmentation de la synthèse protéique et de l'hypertrophie musculaire (Schoenfeld, 2010).

Parmi les différents facteurs impliqués dans ce processus d'hypertrophie, la tension mécanique est considérée comme le stimulus prédominant. Elle résulte de la production de force par les fibres musculaires mises sous contrainte et elle induit une déformation des structures contractiles et du cytosquelette, activant directement les voies de signalisation anaboliques (Schoenfeld, 2010). Toutefois, l'entraînement en musculation ne repose pas uniquement sur la contrainte physique brute ; il engendre également un stress métabolique. Ce dernier, induit par l'accumulation de métabolites, tels que le lactate et les ions hydrogène, lors de l'exercice, ainsi que les dommages musculaires, participent également à cette réponse adaptative, bien que leur rôle soit considéré comme complémentaire à celui de la tension mécanique. (Schoenfeld, 2010). Ainsi, c'est l'interaction entre ces deux mécanismes principaux (tension mécanique et stress métabolique) qui détermine l'ampleur et la nature des adaptations structurelles observées à la suite d'un entraînement en musculation.

L'intensité de la charge constitue un déterminant majeur des adaptations induites par l'entraînement en musculation. Les recommandations actuelles préconisent l'utilisation de charges élevées, généralement supérieures à 70 % de la répétition maximale (1-RM), afin d'optimiser les gains de force maximale (ACSM, 2009). À l'inverse, des charges plus faibles (généralement entre 20 % et 30 % du 1-RM) sont efficaces pour induire une hypertrophie comparable lorsque l'exercice est réalisé jusqu'à l'échec musculaire, mais elles s'avèrent moins efficaces pour le développement de la force maximale. Cette différence s'explique notamment par une sollicitation accrue des unités motrices (UM) à seuil élevé lors de l'utilisation de charges lourdes, entraînant une tension mécanique plus importante au niveau des fibres musculaires (Schoenfeld et al., 2017).

Dans ce contexte, la charge apparaît comme un levier fondamental pour orienter les adaptations neuromusculaires, en particulier lorsqu'un objectif de performance est recherché. En effet, ces différences s'expliquent en grande partie par les adaptations neurales induites par l'entraînement. La force musculaire ne dépend pas uniquement des caractéristiques structurelles du muscle, mais également de l'efficacité du système nerveux à activer les unités motrices. Les premières phases d'adaptation à l'entraînement en musculation sont ainsi majoritairement d'origine

neurale, se traduisant par une amélioration de la coordination intermusculaire et une augmentation de l'influx nerveux dirigé vers les muscles sollicités (Sale, 1988).

Selon le principe de taille décrit par Henneman, le recrutement des UM s'effectue de manière hiérarchique, des plus petites aux plus grandes, impliquant progressivement les fibres musculaires à haut seuil d'activation. Les fibres rapides de type II, essentielles à la production de force et de puissance, ne sont ainsi pleinement recrutées qu'à des niveaux de tension élevés (Henneman et al., 1965).

L'entraînement en musculation permet aussi d'augmenter la fréquence de décharge des UM et d'améliorer la synchronisation de leur activation, contribuant à une élévation du taux de développement de la force (RFD pour Rate of Force Development). Cette capacité à produire rapidement un niveau élevé de force constitue un déterminant clé de la performance, en particulier dans les activités nécessitant des actions explosives (Aagaard et al., 2002).

Dans cette perspective, l'optimisation des paramètres d'entraînement et en particulier la charge, constitue un enjeu central dans la conception des programmes visant à l'amélioration des dispositions neuromusculaires (Kraemer & Ratamess, 2004). Malgré l'efficacité largement démontrée de l'entraînement en musculation à charge élevée pour le développement de la force et de la performance, son application peut être limitée dans certains contextes. Notamment en rééducation ou chez des populations présentant des contraintes mécaniques accrues. Ces limites soulignent la nécessité d'explorer des stratégies alternatives permettant de stimuler efficacement les adaptations neuromusculaires tout en réduisant les contraintes infligées aux structures musculotendineuses.

2. Limites de l'entraînement en musculation à charge élevée

Bien que l'entraînement en musculation à charge élevée (HL-RT pour High-Load Resistance Training) constitue une référence pour le développement de la force maximale, son application est associée à des contraintes mécaniques importantes sur l'appareil locomoteur. Sur le plan biomécanique, il est établi que l'utilisation de charges supérieures à 70 % du 1-RM entraîne une augmentation significative des sollicitations appliquées aux structures musculotendineuses et articulaires. Ces contraintes résultent de l'augmentation des forces de compression, de cisaillement

et de traction exercées sur les tissus, spécialement au niveau des tendons et du cartilage (Suchomel et al., 2016).

Cette réalité biomécanique engendre des risques spécifiques. Si l'entraînement en musculation est reconnu comme un outil efficace de prévention des blessures, un dosage inapproprié ou une exposition prolongée à des intensités élevées peut paradoxalement favoriser l'apparition de pathologies de surcharge. Ces contraintes structurelles limitent l'utilisation du HL-RT chez certains athlètes présentant des fragilités chroniques, telles que des tendinopathies ou des atteintes cartilagineuses, où l'intégrité tissulaire ne permet pas de tolérer une tension mécanique élevée (Lauersen et al., 2014 ; Gabbett et al., 2016).

Au-delà du contexte sportif, ces limitations sont particulièrement marquées dans le cadre de la rééducation musculosquelettique. En effet, un décalage majeur existe entre la nécessité physiologique de charger le muscle afin de prévenir l'atrophie et l'incapacité clinique du patient à tolérer de telles contraintes. En phase postopératoire ou à la suite d'une blessure aiguë, la douleur et la fragilité des tissus en cours de cicatrisation limitent fortement l'utilisation des charges lourdes habituellement recommandées (ACSM, 2009 ; Hughes et al., 2017). L'absence de stimulation mécanique suffisante entraîne une diminution rapide de la masse musculaire et des capacités fonctionnelles, compromettant la récupération. Historiquement, cette problématique a conduit au développement de stratégies alternatives visant à préserver la fonction musculaire sans charges lourdes, telles que l'électrostimulation neuromusculaire, l'entraînement isométrique ou la restriction de flux sanguin (Laurentino et al., 2008 ; Takarada et al., 2000 ; Bohm et al., 2015 ; Hughes et al., 2017 ; Gondin et al., 2011).

Par ailleurs, les contraintes du HL-RT ne sont pas uniquement structurelles. Le HL-RT induit une fatigue neuromusculaire centrale importante, altérant la commande motrice et l'efficacité du recrutement des unités motrices lors des séances ultérieures (Sale, 1988 ; Skarabot et al., 2021). Chez l'athlète, cette fatigue nécessite des périodes de récupération prolongée, ce qui peut limiter la fréquence d'entraînement et augmenter le risque de stagnation (Cook et al., 2014 ; Kraemer & Ratamess, 2004).

En résumé, la gestion de cette charge physiologique constitue un enjeu majeur de l'optimisation des adaptations car elle conditionne la capacité à cumuler un volume

d'entraînement suffisant tout en préservant la qualité des performances. Il est donc nécessaire de développer des stratégies d'entraînement capables de reproduire les bénéfices physiologiques associés aux charges élevées (recrutement des fibres de type II, stress métabolique) tout en réduisant les contraintes mécaniques et la fatigue systémique.

Dans cette perspective, certaines approches ont été proposées afin de dissocier la charge externe du stress interne imposé au muscle (Loenneke et al., 2011 ; Scott et al., 2016). Parmi celles-ci, la restriction de flux sanguin (BFR pour Blood Flow Restriction) s'est progressivement affirmée comme une alternative prometteuse, permettant de stimuler efficacement les adaptations musculaires tout en utilisant des charges faibles.

3. La restriction de flux sanguin

Historiquement, la BFR a été popularisée au Japon dès les années 1960 par Yoshiaki Sato sous le nom de « KAATSU ». Cette approche pionnière reposait sur l'observation que l'accumulation de sang et de métabolites en aval d'un brassard de compression pouvait stimuler la croissance musculaire (Sato, 2005). Si les premières applications reposaient sur des protocoles empiriques, les approches contemporaines ont évolué vers une standardisation scientifique, s'appuyant sur une individualisation rigoureuse des paramètres d'application afin d'en optimiser la sécurité et l'efficacité (Patterson et al., 2019).

Techniquement, cette méthode repose sur l'application d'une pression externe à la racine des membres supérieurs ou inférieurs à l'aide d'un dispositif pneumatique (Patterson et al., 2019). L'objectif est d'induire une restriction importante du retour veineux tout en maintenant un flux artériel partiel, créant ainsi un environnement local et hypoxique, ainsi qu'une accumulation de métabolites au sein du muscle, propices aux adaptations physiologiques (Scott et al., 2016).

Cette modalité peut être appliquée de deux manières distinctes. Premièrement, de façon passive, sans contraction musculaire volontaire associée. Les recherches démontrent que cette application peut à elle seule limiter l'atrophie musculaire et la perte de force lors de périodes d'immobilisation, notamment en stimulant la synthèse protéique et en modulant l'expression de gènes liés à la protéolyse comme la myostatine (Patterson et al., 2019 ; Takarada et al., 2000).

Deuxièmement, au-delà de ces applications passives, l'entraînement avec une BFR (LL-BFR pour Low-Load Blood Flow Restriction) constitue une approche innovante visant à induire des adaptations musculaires à partir de charges faibles. Ce processus dynamique permet de reproduire un environnement anaérobique normalement réservé aux intensités élevées, permettant d'obtenir des résultats hypertrophiques similaires à un entraînement conventionnel sans BFR en utilisant des résistances de seulement 20 à 30 % du 1-RM (Patterson et al., 2019 ; Scott et al., 2016). Pour garantir l'efficacité, la pression doit être déterminée en fonction de la pression d'occlusion artérielle individuelle (AOP pour Arterial Occlusion Pressure). La largeur du brassard influence également ce paramètre : les dispositifs plus larges permettent d'obtenir une restriction efficace à des pressions plus faibles, réduisant l'inconfort et le risque de complications (Patterson et al., 2019).

Les adaptations induites par la BFR reposent principalement sur le stress métabolique comme stimulus majeur. La restriction du retour veineux entraîne un blocage des métabolites (lactate, protons H^+ , phosphates inorganiques) au sein du muscle, traduisant un environnement anaérobique (Pearson & Hussain, 2015). Ce contexte favorise un gonflement cellulaire (cell swelling) qui agit comme un signal anabolique en stimulant les voies de signalisation liées à l'hypertrophie (Loenneke et al., 2012 ; Pearson & Hussain, 2015).

Parallèlement, l'environnement hypoxique modifie les schémas de recrutement des unités motrices. Bien que les fibres de type I soient intrinsèquement résistantes à la fatigue dans des conditions aérobies normales, la restriction de flux sanguin limite l'apport en oxygène et l'évacuation des métabolites, perturbant ainsi leur métabolisme oxydatif (Wernbom & Aagaard, 2020). Cette fatigue précoce des fibres lentes modifie la hiérarchie classique du principe de taille de Henneman : le système nerveux doit alors compenser par une sollicitation accrue des UM de haut seuil, associées aux fibres rapides de type II afin de maintenir la production de force (Loenneke et al., 2011 ; Skarabot et al., 2021).

Sur le plan systémique, l'exercice réalisé sous BFR s'accompagne d'une réponse endocrinienne marquée, caractérisée par une augmentation importante des concentrations d'hormones de croissance (GH) et d'IGF-1 (Takarada et al., 2000). Plusieurs travaux, dont ceux de Takarada et al. (2000) rapportent des augmentations très importantes, pouvant atteindre 290 fois les valeurs de repos. Toutefois, le rôle

direct de ces réponses hormonales dans les processus d'hypertrophie reste vivement débattu. La position actuelle de la littérature suggère que ces pics systématiques ne sont pas les déterminants majeurs de la croissance musculaire, celle-ci dépendant davantage de la tension mécanique locale et de la signalisation intracellulaire (Pearson & Hussain, 2015 ; West et al., 2010).

Au niveau intracellulaire, l'exercice réalisé sous BFR active directement des voies de signalisation anaboliques, particulièrement la voie mechanistic target of rapamycin 1 (mTORC1), entraînant une augmentation de la synthèse protéique myofibrillaire (Fry et al., 2010). Cette activation a été observée même chez des populations âgées, suggérant que le BFR constitue un stimulus efficace pour induire des adaptations musculaires malgré une faible contrainte mécanique (Fry et al., 2010).

Sur le plan des adaptations fonctionnelles, les méta-analyses démontrent que le LL-BFR surpasse l'entraînement à charge identique sans restriction (Lixandrão et al., 2018). Pour l'hypertrophie musculaire, l'utilisation de charges de 20 à 40 % du 1-RM sous une BFR permet d'atteindre une magnitude comparable à celle observée avec un HL-RT (≥ 70 % du 1-RM), particulièrement chez des individus non entraînés ou en contexte clinique (Lixandrão et al., 2018). Ces résultats sont généralement obtenus sur des périodes d'entraînement de 6 à 12 semaines, à raison de 2 à 3 séances par semaine, incluant 3 à 4 séries menées jusqu'à l'échec ou suivant un schéma de répétitions prédéterminées (ex : 30-15-15-15) (Lixandrão et al., 2018). En revanche, pour la force musculaire, le HL-RT reste supérieur au LL-BFR, la tension mécanique demeurant le déterminant principal (Lixandrão et al., 2018).

Bien que considérée comme sans risque lorsqu'elle est correctement encadrée, certains effets secondaires mineurs (ecchymoses, paresthésies, douleurs) peuvent survenir (Yasuda et al., 2017). Ces manifestations apparaissent généralement lors de l'utilisation de pressions d'occlusion excessives, de l'usage de brassards trop étroits augmentant la pression locale sur les structures nerveuses, ou lorsque la durée de la restriction est prolongée (Patterson et al., 2019). Par ailleurs, un manque d'individualisation du protocole, ne prenant pas en compte la pression artérielle systolique ou la circonférence du membre du sujet, augmente significativement le risque de compression nerveuse transitoire ou de lésions capillaires (Patterson et al., 2019 ; Yasuda et al., 2017).

Dans ce contexte, l'association de la BFR avec une charge élevée apparaît comme une stratégie particulièrement pertinente. La combinaison d'une tension mécanique élevée et d'un stress métabolique saturé pourrait favoriser un recrutement optimal des unités motrices à haut seuil, tout en prolongeant l'état de stress métabolique, constituant ainsi un stimulus d'entraînement potentiellement supérieur à celui obtenu par chaque modalité prise individuellement (Scott et al., 2016 ; Loenneke et al., 2011).

4. Problématique et justification de l'étude

Bien que l'intérêt pour la restriction de flux sanguin soit croissant, les effets spécifiques de cette approche combinant charge élevée et occlusion (HL-BFR pour High Load Blood Flow Restriction) restent encore débattus dans la littérature. En particulier face aux modalités conventionnelles que sont les entraînements à charge faible avec restriction de flux sanguin (LL-BFR) ou les protocoles HL-RT. Cette incertitude scientifique justifie pleinement l'intérêt d'analyser et de comparer différentes stratégies d'entraînement.

Premièrement, la recherche actuelle est marquée par une hétérogénéité des protocoles de pression, de la largeur des brassards ou de la durée d'occlusion, ce qui induit des réponses adaptatives divergentes et freine l'établissement de recommandations claires, en particulier dans les populations sportives (Slysz et al., 2016 ; Rolnick et al., 2021).

Deuxièmement, un consensus manque quant à la capacité de la BFR à égaler le HL-RT pour le développement de la force maximale, le HL-RT semble rester supérieur en raison d'adaptations neurales spécifiques liées à l'intensité (Schoenfeld et al., 2017 ; Grgic et al., 2018).

Dans ce contexte, déterminer si la combinaison de la tension mécanique et du stress métabolique permet d'atteindre un niveau d'adaptation supérieur est un enjeu majeur pour l'optimisation de la performance. Cette approche pourrait permettre d'améliorer le rapport entre le stimulus d'entraînement et la fatigue induite, un facteur clé dans la planification sportive. Sur le plan clinique, le HL-BFR représente une stratégie d'intérêt pour maintenir des stimuli de force élevée tout en modulant la charge imposée aux structures tendineuses et articulaires, notamment en rééducation avancée (Hughes et al., 2017).

Dès lors, l'objectif principal de ce travail est d'analyser les effets d'un entraînement HL-BFR sur les paramètres de la performance musculaire, incluant la force, l'hypertrophie et la puissance. En le comparant au HL-RT et au LL-BFR afin d'en déterminer son efficacité relative.

Sur base de ces enjeux, les hypothèses suivantes sont formulées :

- Hypothèse 1 : le HL-BFR sera supérieur au LL-BFR pour le développement de la force maximale, en raison de la prédominance de la tension mécanique associée aux charges élevées.
- Hypothèse 2 : le HL-BFR induira des adaptations de force et de puissance comparables, voire potentiellement supérieures aux LL-BFR et HL-RT dans certaines conditions spécifiques, en raison de la combinaison de la tension mécanique et du stress métabolique.
- Hypothèse 3 : le HL-BFR représentera un compromis efficace pour stimuler la performance musculaire tout en offrant des perspectives intéressantes en termes de gestion de la charge.

METHODOLOGIE

1. Type d'étude et choix méthodologique

Ce mémoire bibliographique prend la forme d'une revue narrative de la littérature dont l'objectif est d'analyser les effets de différents protocoles d'entraînement en musculation avec restriction de flux sanguin (BFR) sur les paramètres de la performance physique.

Le choix d'une revue narrative pour ce travail repose sur la lacune de la littérature scientifique disponible. En effet, le nombre d'études expérimentales comparant directement les protocoles de restriction de flux sanguin à charge faible (LL-BFR) et à charge élevée (HL-BFR) reste très limité. Cette rareté de données directes exclut la possibilité de réaliser une revue systématique classique ou une méta-analyse qui nécessitent une homogénéité méthodologique importante et également un nombre suffisant d'études expérimentales comparables. Une revue narrative est donc apparue comme l'approche la plus appropriée pour ce travail. Elle permet de décrire, organiser et intégrer l'ensemble des preuves disponibles avec une certaine liberté en y intégrant aussi bien des essais comparatifs directs, mais également des données issues d'études indirectement pertinentes. Elle permet de mettre en perspective les mécanismes physiologiques sous-jacents, les différences méthodologiques entre les protocoles et les implications pour la pratique sportive.

2. Structure et thématique

La structure de cette revue narrative s'organise en deux blocs avec des thématiques préétablies basées sur les questions pertinentes identifiées dans la littérature :

A) Comparaison directe entre HL-BFR et LL-BFR.

B) Comparaison entre HL-BFR et un entraînement en musculation à charge élevée traditionnel (HL-RT), afin d'examiner si le HL-BFR constitue une alternative réaliste au HL-RT traditionnel.

Cette organisation permet de présenter les résultats de manière cohérente tout en respectant la diversité des études disponibles.

Certains articles ont été inclus dans les deux blocs d'analyse lorsqu'ils comportaient différents protocoles expérimentaux, permettant une exploitation distincte des

résultats selon les modalités étudiées. Cette approche vise à affiner l'analyse des effets de la BFR en fonctions des conditions d'application, plutôt que de limiter l'interprétation à une comparaison globale inter-études.

3. Stratégie de recherche bibliographique

La recherche bibliographique de ce travail a été réalisée de septembre 2025 à novembre 2025 dans plusieurs bases de données reconnues pour leur exhaustivité en sciences de la motricité et en biomédecine ; PubMed, Embase, Web of Science, Cochrane Library et PEDro. Google Scholar a été utilisé en base de données complémentaire afin de compléter la recherche documentaire en vue de répondre à la lacune identifiée dans la littérature scientifique.

Les équations de recherche ont été construites autour de quatre concepts clés, principalement suivant le format PICO, qui permettent d'identifier les essais cliniques les plus pertinents dans le but de répondre à la question de recherche de manière structurée et reproductible :

- A) La BFR (« blood flow restriction », « vascular occlusion », « occluded blood flow », « Kaatsu », « BFR », etc.)
- B) L'entraînement en musculation et les charges (« strength training », « weight training », « muscle training », « exercise », « high load training », « low load training », « resistance training », « > 70 % 1RM », « < 40 % 1RM », etc.)
- C) Les paramètres de la performance sportive (« strength », « power », « hypertrophy », « speed », « endurance », « velocity », « VO2max »)
- D) La population adulte sportive ou saine (« adults », « untrained adults », « healthy adults », « athletes », « professional athletes », etc.)

Ces termes ont été combinés à l'aide d'opérateurs booléens (AND/OR). Les équations de recherche ont été adaptées à chaque base de données en tenant compte de leurs syntaxes, notamment pour PubMed et l'utilisation de MeSH. Aucune limite de date n'a été imposée pour ne pas exclure des données pertinentes de la recherche sur la BFR tandis que la langue a été restreinte à l'anglais seulement.

4. Critères d'inclusion

Les études ont été choisies selon des critères d'inclusion. Elles devaient porter sur une population d'adultes (18 ans et plus), sédentaires ou athlètes entraînés ou non entraînés en musculation. Et devaient impliquer un protocole d'entraînement en musculation avec restriction de flux sanguin.

Les études devaient présenter au moins un paramètre lié à la performance physique : force, hypertrophie musculaire, puissance, VO₂max, vitesse, endurance et pouvaient également présenter des mesures secondaires (lactate, EMG, fatigue, perception d'effort, etc.) si elles contribuaient à la compréhension des effets de la BFR.

Enfin, les protocoles pouvaient inclure des charges faibles (< 40 % 1RM) ou élevées (> 70 % 1RM).

5. Critères d'exclusion

Les critères d'exclusion éliminaient les études comprenant des populations cliniques (postopératoires, cardiaques, neurologiques, orthopédiques) et celles avec des sujets ayant des comorbidités (diabète, cardiaque, maladie chronique, cancer, etc.).

Ont été exclus les protocoles à charge faible dépourvus de groupe comparatif, les interventions à des fins thérapeutiques et non dans un objectif de performance, ainsi que les travaux ne rapportant aucun paramètre de performance physique.

Également, les protocoles d'interventions aigus (< 2 semaines) n'ont pas été retenus.

Les études non accessibles ou ne comprenant pas le texte intégral n'étaient pas retenues. Enfin, les études bibliographiques ou encore les résumés de conférence n'ont pas été incluses dans les résultats de ce travail.

6. Processus de sélection des études

Le processus de sélection des articles s'est déroulé en trois étapes pour assurer une pertinence certaine des études sélectionnées pour la rédaction de cette revue narrative :

Un premier tri basé sur le titre et l'abstract, ce qui a permis d'éliminer les articles hors sujets, vingt études ont été analysées ;

Un second tri à la suite de la lecture intégrale des études retenues pour confirmer l'éligibilité de celles-ci a permis de garder dix articles ;

Enfin la dernière étape consistait à classifier ces études par thématique, dans le bloc A ou B en fonction du protocole étudié : quatre dans le bloc A et neuf dans le bloc B.

Enfin, la collecte des données a été réalisée de manière synthétique à l'aide de tableaux standardisés. Les informations relevées incluaient : les caractéristiques des participants (nombre et type de profil), les paramètres des protocoles d'entraînement (durée, fréquence, type d'exercice, charge, pression d'occlusion de la BFR), les paramètres primaires, ainsi que la synthèse des résultats pertinents pour chaque bloc.

Les résultats seront présentés séparément pour chacun des deux blocs dans la section suivante, avant d'être interprétés et mis en perspective dans la discussion générale de ce travail.

7. Analyse statistique

Les p-valeurs sont rapportées avec trois décimales selon les données fournies par les auteurs originaux. Lorsque seules les valeurs de seuil étaient disponibles, celles-ci ont été maintenues, mais avec trois décimales pour uniformiser les p-valeurs (exemple : $p < 0,010$).

RÉSULTATS

Comme énoncé auparavant dans la méthodologie, dans la suite de cette revue narrative, la présentation des résultats est structurée en deux parties distinctes afin de mieux répondre aux différents objectifs de cette recherche. La première partie compare l'entraînement en musculation à charge élevée avec restriction de flux sanguin (HL-BFR) à l'entraînement en musculation à charge faible avec restriction de flux sanguin (LL-BFR). La seconde partie analyse les effets du HL-BFR par rapport à un entraînement en musculation conventionnel à charge élevée (HL-RT).

HL-BFR vs LL-BFR

Cette première partie analyse les résultats de quatre études expérimentales retenues (Ghanim et al., 2025 ; Lin et al., 2024 ; Wang et al., 2022 ; Biazon et al., 2019) qui évaluent les adaptations physiques résultant de la comparaison entre les protocoles d'entraînement en musculation sous restriction du flux sanguin pratiqués à charge élevée (HL-BFR, ≥ 70 % 1-RM) et à charge faible (LL-BFR, ≤ 30 % 1-RM). Les caractéristiques méthodologiques et les principaux résultats des études incluses dans cette partie sont synthétisés dans le Tableau 1.

a) Force musculaire maximale (1-RM, MVC et Peak Torque)

La force maximale est améliorée avec les deux types de charge, avec une supériorité systématique des protocoles à charge élevée, validée par des interactions statistiques significatives.

Concernant les exercices polyarticulaires, Ghanim et al. (2025) mettent en évidence que le groupe d'entraînement HL-BFR (70 % 1-RM) obtient des gains significativement plus élevés que le groupe d'entraînement LL-BFR (30 % 1-RM) après huit semaines d'entraînement en musculation. Ce protocole consistait en trois sessions par semaines comprenant quatre séries de huit à dix répétitions pour le groupe HL et une série de trente répétitions suivies de trois séries de quinze répétitions pour le groupe LL. Une interaction groupe * temps significative ($p < 0,010$) est observée. Au développé couché, les sujets travaillant à charge élevée présentent une progression de leur charge maximale de $62,8 \pm 8,1$ kg à $77,2 \pm 8,4$ kg contre une augmentation de $63,5 \pm 7,7$ kg à $72,8 \pm 7,6$ kg pour les sujets travaillant à charge faible ($p < 0,010$). Lors de l'évaluation de la force maximale

développée au squat, une tendance identique est observée chez les participants : une augmentation moyenne de la charge de $+ 14,8 \pm 2,0$ kg pour le groupe HL-BFR comparativement au groupe LL-BFR qui présente une augmentation moyenne de la charge maximale de $+ 8,9 \pm 1,9$ kg ($p < 0,010$). L'analyse des valeurs post-hoc par ANCOVA confirme que l'amélioration de la force maximale développée par le groupe HL-BFR est significativement supérieure aux autres protocoles d'entraînement en musculation, tant au niveau du squat qu'au niveau du développé couché. Ces observations sont soutenues par l'étude de Wang et al. (2022) menée chez des jeunes adultes universitaires volleyeurs et bien entraînés, dans laquelle il est mis en évidence que le HL-BFR (70 % 1-RM) permet d'accroître la charge maximale développée (1-RM) lors d'un demi-squat après 8 semaines d'intervention (50 % AOP). En effet, avec une interaction groupe * temps significative ($p = 0,001$), le gain moyen relatif du groupe HL-BFR (4 fois 8 répétitions) augmente de $+ 28,6$ % ($p < 0,001$), tandis que le groupe LL-BFR (30 % 1-RM ; 4 x 30/15/15/15 répétitions) présente une augmentation de $+ 9,9$ % seulement ($p = 0,001$). L'analyse des valeurs post hoc confirme la supériorité significative du HL-BFR par rapport au LL-BFR ($p = 0,019$).

Pour les exercices mono-articulaires et isocinétiques (force dynamique), Wang et al. (2022) ont évalué le couple de force (peak torque) en Leg Extension et Leg Curl. Les auteurs mettent en évidence des résultats asymétriques malgré un protocole d'entraînement bilatéral identique pour les deux jambes. Une interaction groupe * temps significative uniquement pour le genou gauche, tant en extension ($F(2,10) = 7,1$; $p = 0,012$) qu'en flexion ($F(2,10) = 5,1$; $p = 0,030$). Pour le genou gauche, les analyses intra-groupes montrent que les gains de couple isocinétique (peak torque) du HL-BFR ($+ 17,1$ % en extension ; $p < 0,010$ et $+ 16,5$ % en flexion ; $p < 0,010$) surpassent significativement ceux du groupe LL-BFR ($+ 5,1$ % en extension ; $p < 0,050$ et $+ 5,5$ % en flexion ; $p < 0,050$). L'analyse post-hoc confirme cette supériorité du HL-BFR sur le LL-BFR pour l'extension ($p = 0,005$) et la flexion ($p = 0,018$). Pour le genou droit, bien qu'aucune interaction significative n'ait été relevée entre les groupes, les deux groupes (HL-BFR et LL-BFR) présentent des gains après l'intervention. Le groupe LL-BFR progresse de $+ 8,6$ % en extension ($p < 0,050$) et de $+ 8,7$ % en flexion ($p < 0,010$), alors que le groupe HL-BFR présente les améliorations les plus importantes avec des gains de $+ 17,7$ % en extension et $+ 15,9$ % en flexion ($p < 0,010$). Les résultats de Biazon et al.

(2019) apportent un éclairage complémentaire à ceux de Wang et al. (2022) et Ghanim et al., (2025). Dans cette étude, une augmentation significative de la force maximale lors de l'extension de genou est observée pour l'ensemble des groupes après 10 semaines d'entraînement ($p < 0,001$). Le groupe HL-BFR (80 % de 1-RM) passe d'une charge de $46,4 \pm 10,8$ kg à $62,1 \pm 18,1$ kg ($p < 0,050$), tandis que le groupe LL-BFR (30 % de 1-RM) est passé de $46,5 \pm 11,7$ kg à $55,2 \pm 23,2$ kg ($p < 0,050$). Bien que les auteurs décrivent statistiquement des gains similaires entre les protocoles, l'analyse de l'ampleur des progrès souligne un avantage pour la charge élevée : le groupe HL-BFR présente une taille d'effet très large ($ES = 1,42$), surpassant celle du groupe LL-BFR ($ES = 0,96$).

Enfin pour les membres supérieurs, Lin et al. (2024) confirment cette hiérarchie. Ils mettant en évidence que le gain de force isométrique maximale (MVC) des extenseurs du poignet est également supérieur pour un protocole HL-BFR (75 % du MVC) après 3 semaines par rapport à un même protocole (70 % SBP), mais à charge faible (25 % du MVC). En effet, les sujets de l'étude de Lin et al. (2024) présentent une amélioration relative de $+ 26,96 \pm 16,33$ % pour le groupe HL-BFR (4 x 10 répétitions) et une amélioration relative de $+ 11,16 \pm 15,34$ % pour le groupe LL-BFR (8 x 15 répétitions). L'analyse des valeurs d'une comparaison intergroupe confirme la supériorité du HL-BFR par rapport au LL-BFR dans cette étude ($t_{26} = 2,47$; $p = 0,020$).

b) Hypertrophie musculaire

Les résultats concernant l'hypertrophie musculaire, mesurée par la section transversale (CSA pour Cross-Sectional Area) du quadriceps présentent des conclusions divergentes quant à l'influence de la charge lors d'un entraînement en musculation avec une BFR.

Dans l'étude de Ghanim et al. (2025), une augmentation significative de la section transversale du quadriceps est observée dans tous les groupes après 8 semaines d'intervention (effet du temps ; $p < 0,010$). Cependant, l'analyse de l'interaction groupe * temps montre des différences significatives entre les protocoles ($p < 0,010$) en faveur de l'entraînement en musculation à charge élevée. La CSA du groupe HL-BFR passe de $46,7 \pm 3,5$ cm² à $52,0 \pm 3,6$ cm², soit un gain de $+ 5,3 \pm 1,1$ cm², tandis que celle du groupe LL-BFR progresse de $46,3 \pm 3,6$ cm² à $49,5 \pm 3,4$ cm², soit un gain de $+ 3,2 \pm 0,8$ cm². L'analyse des valeurs post-hoc par

ANCOVA confirme que l'augmentation de la section transversale du quadriceps du groupe HL-BFR est significativement supérieure à celle du protocole LL-BFR ($p < 0,050$).

À l'inverse, l'étude de Biazon et al. (2019) conclut que le niveau de charge utilisée lors d'un entraînement en musculation n'a pas d'impact sur le gain d'hypertrophie musculaire. Une augmentation significative de la CSA du vaste latéral est observée entre les mesures pré et post-intervention dans les deux groupes ($p < 0,001$). Le groupe HL-BFR passe de $21,8 \pm 3,6 \text{ cm}^2$ à $24,2 \pm 4,3 \text{ cm}^2$ ($p < 0,05$) avec une taille d'effet modérée ($ES = 0,46$) et le groupe LL-BFR passe de $21,4 \pm 2,9 \text{ cm}^2$ à $23,7 \pm 3,2 \text{ cm}^2$ ($p < 0,05$) avec une taille d'effet également modérée ($ES = 0,30$). Cette similarité des résultats, tant au niveau de la significativité statistique que de la magnitude des gains (ES modérés pour les deux groupes), suggère que les deux protocoles induisent des adaptations équivalentes au bout de 10 semaines d'entraînement.

c) Puissance et performance explosive

La puissance et l'explosivité sont des caractéristiques importantes de la performance physique, leur évaluation montre une supériorité des protocoles à haute charge, particulièrement pour les tâches spécifiques de saut et de force dynamique dans l'étude de Wang et al. (2022).

Dans l'étude de Wang et al. (2022), la performance au Squat Jump (SJ) ne démontre pas d'interaction groupe * temps significative ($F(2,10) = 1,7$; $p = 0,252$), ce qui suggère théoriquement, une évolution comparable entre les protocoles. Toutefois, l'application de tests t appariés pour les comparaisons intra-groupes (pré vs post) révèle une amélioration significative du SJ, seulement pour l'entraînement HL-BFR après 8 semaines ($p = 0,020$).

En revanche, une interaction significative ($p = 0,020$) est mise en évidence pour le test de saut « Three-footed take-off » (détente verticale et horizontale) Les analyses post-hoc confirment que seul le groupe HL-BFR progresse significativement ($p = 0,002$), surpassant le groupe LL-BFR.

Tableau 1

Caractéristiques et résultats des études comparant l'entraînement HL-BFR et LL-BFR.

Auteur (année)	Population	Paramètres d'exercice	Force maximale	Hypertrophie (CSA)	Puissance
Ghanim et al. (2025)	Athlètes (n = 24)	70 % vs 30 % 1-RM. 50-80 % AOP. 3 sess/sem (8 sem). HL: 4 x 8-10 reps / LL: 1 x 30 + 3 x 15 reps DC, Squat, Arm curl, LE	HL-BFR > LL-BFR** DC: +14,4 kg** vs +9,3 kg** Squat: +14,8 kg** vs +8,9 kg**	HL-BFR > LL-BFR** +5,3 cm ² ** vs +3,2 cm ² **	/
Wang et al. (2022)	Volleyeurs (n = 18)	70 % vs 30 % 1-RM. 50 % AOP. 3 sess/sem (8 sem). HL: 4 x 8 reps / LL: 4 x (30/15/15/15) reps Semi-squat, LE isocinétique.	HL-BFR > LL-BFR* Squat : +28,6 %** vs +9,9 %** LE : +17,1 %** vs +5,1 %* (Jambe gauche)	/	HL-BFR > LL-BFR* 3-footed take-off: seul le HL progresses* SJ : progrès intra-groupe pour le HL (+6,1 %) uniquement*
Biazon et al. (2019)	Non-entraînés (n = 30)	80 % vs 20 % 1-RM. 60 % OT. HL: 3 x 10 reps / LL: 3 x 20 reps 2 sess/sem (10 sem). LE.	HL-BFR*** = LL-BFR*** Gains similaires mais avantage d'amplitudes pour le HL (ES : 1,42 vs 0,96)	HL-BFR* = LL-BFR* Gains d'hypertrophie équivalents (ES : 0,46 vs 0,30).	/
Lin et al. (2024)	Adultes sains (n = 28)	75 % vs 25 % MVC. 70 % SBP. 3 sess/sem (3 sem). HL: 4 x 10 reps / LL: 8 x 15 reps Extension poignet.	HL-BFR > LL-BFR* Gain: +26,96 %* vs +11,16 %*	/	/

Note : Les symboles indiquent la significativité statistique du progrès intra-groupe (pré vs post) : * = P < 0,050 ; ** = P < 0,010 ; *** = P < 0,001.

Les symboles > ou = indiquent la supériorité ou l'équivalence statistique entre les protocoles et leur significativité est exprimé comme telle : * = P < 0,050 ; ** = P < 0,010 ; *** = P < 0,001.

1-RM = One Repetition Maximum ; AOP = Arterial Occlusion Pressure ; CSA = Cross-Sectional Area ; DC = Développé Couché ; ES = Effect Size ; HL = High Load ; HL-BFR = High-Load Blood Flow Restriction ; LE = Leg Extension ; LL = Low Load ; LL-BFR = Low-Load Blood Flow Restriction ; MVC = Maximal Voluntary Contraction ; OT = Occlusion Total ; SBP = Systolic Blood Pressure ; SJ = Squat Jump.

HL-BFR vs HL-RT

Cette deuxième partie des résultats analyse les effets de l'ajout d'une restriction de flux sanguin à un entraînement pratiqué à charge élevée (HL-BFR ; ≥ 70 % du 1-RM) par rapport à un entraînement conventionnel à charge élevée (HL-RT). Cette comparaison de protocoles vise à déterminer si le stress métabolique induit par l'ajout de la BFR renforce les adaptations induites par la tension mécanique élevée. Dans cette partie, 9 études sont retenues. Le Tableau 2 regroupe l'ensemble des données issues de ces 9 études comparant l'ajout de la BFR à un entraînement à charge élevée.

a) Force musculaire maximale (1-RM, MVC/MVIC et Peak Torque)

L'analyse de la force maximale est au centre de la comparaison entre un entraînement HL-BFR et un entraînement HL-RT. Les résultats principaux de cette variable montrent que les deux protocoles permettent une amélioration significative de la force, cependant, l'ajout d'une BFR permet de potentialiser les gains, particulièrement lors de mouvements polyarticulaires chez des athlètes entraînés.

Adaptations de la force aux membres inférieurs

En ce qui concerne les exercices polyarticulaires des membres inférieurs, les études menées sur des populations entraînées mettent en évidence des évolutions de la force qui diffèrent d'une étude à l'autre. Ghanim et al. (2025) observent une interaction groupe * temps significative ($p < 0,010$) chez des athlètes après 8 semaines d'entraînement au squat à 70 % du 1-RM. Le groupe d'entraînement avec une BFR (50-80 % AOP) présente une augmentation de la charge maximale 1-RM, passant de $81,6 \pm 9,2$ kg à $96,4 \pm 9,0$ kg, soit une augmentation moyenne du groupe de $+ 14,8 \pm 2,0$ kg. Tandis que le groupe HL-RT progresse de $82,0 \pm 8,9$ kg à $85,7 \pm 8,8$ kg, soit un gain de $+ 3,7 \pm 1,6$ kg de la charge maximale développée au squat. L'analyse de covariance (ANCOVA) effectuée sur les valeurs post-test ajustées confirme une différence significative entre les groupes ($p < 0,010$) : le groupe HL-BFR présente une augmentation de la force maximale significativement supérieure au protocole HL-RT avec une moyenne ajustée de 96,1 kg pour le groupe HL-BFR contre 85,5 kg pour le groupe HL-RT. Cook et al. (2014) rapportent des résultats similaires chez de jeunes adultes rugbyman semi-professionnels. Bien que l'ensemble des participants ait progressé sur la totalité de la présaison (8 semaines),

l'introduction d'un bloc de 3 semaines (3 séances/semaine) combinant une charge de 70 % du 1-RM avec une BFR (pression fixée à 180 mmHg) a induit des gains significativement supérieurs au groupe HL-RT ($p < 0,050$). Ce protocole incluait 5 séries de 5 répétitions au squat et au développé couché. Au squat, l'analyse des valeurs révèle une différence inter-groupe significative en faveur du groupe avec restriction de flux sanguin ($p < 0,001$) avec une amélioration supérieure de $2,0 \pm 0,6$ % par rapport au groupe contrôle.

À l'inverse, l'étude de Wang et al. (2022) qui étudie de jeunes universitaires volleyeurs montre bien qu'il y a eu une amélioration significative de la force maximale au cours du temps pour les groupes HL-BFR ($p < 0,001$) et HL-RT ($p = 0,003$) lors du semi-squat 1-RM après huit semaines (4 x 8 répétitions). Dans cette étude, la force maximale développée après l'intervention augmente de 17,3 % pour le groupe d'entraînement conventionnel ($p = 0,003$) contre 28,6 % pour le groupe d'entraînement HL-BFR (50 % AOP) ($p < 0,001$). Cependant, elle ne met pas en évidence de différence statistiquement significative entre ces deux protocoles à charge élevée (HL-BFR et HL-RT) ($p = 0,071$). Enfin Godawa et al. (2012) montrent des résultats similaires chez des haltérophiles sur une période d'entraînement en musculation (80-95 % du 1-RM) de 10 semaines (le protocole d'entraînement est détaillé dans le Tableau 2). Tous les participants de l'étude présentent une augmentation significative de la force maximale au squat ($+ 19,05 \pm 30,97$ lb ; $p = 0,020$) et au soulevé de terre ($+ 19,05 \pm 21,17$ lb ; $p = 0,001$) par rapport aux valeurs mesurées avant l'intervention. Plus précisément encore, au squat, le groupe HL-BFR passe de 510 ± 112 lb à 542 ± 113 lb, soit une différence de charge maximale de +33,85 lb ($p < 0,05$). Tandis que le groupe contrôle passe d'une charge maximale de 339 ± 116 lb à une charge de 347 ± 122 lb après l'intervention, soit une différence de + 5,74 lb ($p < 0,05$). Bien que les gains soient numériquement plus importants dans le groupe avec une BFR, seule une tendance a été observée en comparant les deux groupes ($p = 0,07$). Godawa et al. (2012) analysent également le gain de force musculaire en mesurant le 1-RM lors du soulevé de terre. À nouveau, une amélioration supérieure du groupe HL-BFR (de 504 ± 71 lb à 524 ± 71 lb ; $p < 0,050$) est observée par rapport au groupe HL-RT (de 377 ± 140 lb à 396 ± 132 lb ; $p < 0,050$), sans qu'aucune différence significative entre les groupes n'ait pu être notée ($p > 0,050$).

Pour les exercices mono-articulaires des membres inférieurs, les résultats des différentes études confirment toutes une absence de supériorité d'un protocole sur l'autre, les deux types d'entraînement en musculation à charge élevée induisent des gains statistiquement équivalents. Chez des sujets non entraînés, Laurentino et al. (2008) ne rapportent aucune différence significative après 8 semaines d'entraînement musculaire en extension de jambe (3 à 5 x 6 répétitions, selon la semaine) à 80 % 1-RM entre les deux conditions : une jambe contrôle (HL-RT) et une jambe sous restriction de flux sanguin (HL-BFR ; $125,6 \pm 15$ mmHg) ($p > 0,050$). La jambe sous BFR passe d'une charge maximale 1-RM de $80,6 \pm 17,0$ kg à $108,4 \pm 17,6$ kg après l'intervention et la jambe contrôle passe de $79,3 \pm 16,1$ kg à $108,6 \pm 18,9$ kg avec un effet significatif du temps pour les deux conditions ($p < 0,001$). Cette observation est confirmée chez des sujets non entraînés dans l'étude de Biazon et al. (2019). Après 10 semaines d'entraînement musculaire en extension de genou à 80 % du 1-RM, les deux groupes (HL-BFR et HL-RT) progressent de manière significative avec un effet du temps principal ($p < 0,001$). Les participants du protocole avec BFR passent d'une charge maximale de $46,4 \pm 10,8$ kg à $62,1 \pm 18,1$ kg après l'intervention ($p < 0,05$; $ES = 1,42$) comparativement au groupe conventionnel qui passe de $46,6 \pm 11,5$ kg à $63,8 \pm 10,9$ kg ($p < 0,05$; $ES = 1,24$). Ces résultats suggèrent que la BFR n'apporte pas de gain de force supplémentaire à un entraînement conventionnel de même intensité, bien que les deux méthodes induisent des adaptations de forte magnitude (tailles d'effet larges). Cette égalité entre les protocoles à charge élevée est retrouvée chez Teixeira et al. (2021) qui étudie également la force maximale développée lors de l'extension de genou (3 x 8 répétitions). Après 8 semaines à raison de 2 séances par semaine d'entraînement en musculation à 70 % du 1-RM, l'analyse de la force maximale permet d'observer une augmentation significative du 1-RM dans les deux protocoles, avec un effet du temps principal ($p < 0,001$). Le groupe avec restriction de flux sanguin continu (HL-BFR ; $\pm 98,3 \pm 9,7$ mmHg) augmente sa force de + 11,5 % ($ES = 0,58$) comparativement au groupe conventionnel qui a progressé de + 12,0 % ($ES = 0,60$). Cependant, aucune différence significative entre ces deux protocoles n'est mise en évidence ($p = 0,860$). Parallèlement, une augmentation significative de la MVIC (force isométrique maximale volontaire) est mesurée (effet du temps principal ; $p < 0,001$). Le groupe HL-BFR présente un gain relatif de + 6,9 % ($ES = 0,40$) contre

+ 8,0 % (ES = 0,40) pour le groupe HL-RT, sans qu'aucune différence ne soit observée entre les deux protocoles ($p = 0,870$).

Les études de Wang et al. (2022) et Piskin et al. (2024) suivent la même tendance, dans l'évaluation de la force du couple isocinétique (peak torque). Wang et al. (2022) analysent le peak torque des extenseurs et des fléchisseurs du genou à 60°/s et 180°/s. Au sein du groupe HL-RT, le peak torque augmente significativement de 11,7 % et 12,9 % pour l'extension de genou gauche ($p < 0,050$) et droit ($p < 0,010$), tandis qu'en flexion, les augmentations respectives observées sont de 10,9 % et 13,2 % pour le genou gauche ($p < 0,050$) et droit ($p < 0,010$). Pour le groupe HL-BFR, Wang et al. (2022) observent des améliorations du peak torque plus importantes, comprises entre 17,1 % et 17,7 % pour les extensions de genou ($p < 0,010$) et entre 15,9 et 16,5 % pour les flexions de genou ($p < 0,010$). Cependant, les analyses post-hoc des gains de couple isocinétique dans les protocoles à charges élevées ne mettent pas en évidence une différence significative entre ces deux groupes ($p > 0,05$). Ces observations sont confirmées par l'étude de Piskin et al. (2024) qui porte sur l'entraînement en musculation à charge élevée à travers le Nordic Hamstring Exercice (NHE) pendant 6 semaines chez des volleyeuses entraînées. Après l'intervention (3 séries à l'échec musculaire par semaine), une augmentation significative du peak torque dans la jambe dominante par rapport aux valeurs initiales est observée dans les deux groupes : le groupe NHE + BFR (60 % LOP) passe de $165,8 \pm 38,2$ W à $241,1 \pm 52,6$ W, tandis que le groupe d'entraînement sans occlusion passe de $144,6 \pm 48,9$ W à $220,9 \pm 30,5$ W. Bien que l'interaction groupe * temps soit significative ($p = 0,003$), la comparaison directe entre les protocoles à charge élevée ne présente aucune différence statistique lors de l'évaluation post-intervention ($p = 0,097$).

Adaptations de la force aux membres supérieurs

Concernant les exercices polyarticulaires des membres supérieurs, les résultats des différentes études mettent en évidence une supériorité d'un protocole d'entraînement en musculation HL-BFR par rapport à un entraînement en musculation HL-RT chez des athlètes. Dans l'étude de Ghanim et al. (2025), une interaction groupe * temps significative ($p = 0,010$) est observée lors de l'entraînement au développé couché (70 % 1-RM). Le groupe HL-BFR passe de $62,8 \pm 8,1$ kg à $77,2 \pm 8,4$ kg, soit un gain de $+14,4 \pm 2,1$ kg ($p < 0,010$), tandis que

le groupe HL-RT passe de $63,5 \pm 7,7$ kg à $66,9 \pm 8,1$ kg, soit un gain de $+3,7 \pm 1,5$ kg ($p < 0,010$). L'analyse de covariance (ANCOVA) réalisée sur les valeurs post-hoc ajustées confirme la supériorité statistique du groupe BFR avec une moyenne ajustée de 76,8 kg pour le groupe HL-BFR contre 66,9 kg pour le groupe HL-RT ($p < 0,010$). Cette conclusion de l'étude de Ghanim et al. (2025) est soutenue par l'étude de Cook et al. (2014) qui étudie le gain de force maximale chez des athlètes rugbyman semi-professionnels lors du développé couché après 3 semaines d'entraînements en musculation à 70 % du 1-RM. Le groupe avec BFR induit des gains significativement plus importants que les gains observés dans le groupe contrôle ($p = 0,0044$; $1,4 \% \pm 0,8 \%$). En revanche, chez des haltérophiles, après 10 semaines d'entraînements en musculation (80-95 % du 1-RM), Godawa et al. (2012) ne mettent pas en évidence de différence statistiquement significative entre les protocoles à charge élevée au développé couché. Le groupe HL-BFR passe de 326 ± 83 lb à 332 ± 77 lb ($+ 7,72$ lb) comparativement au groupe HL-RT qui passe de 231 ± 96 lb à 236 ± 95 lb ($+ 3,25$ lb) après la période d'entraînement. Bien que les deux groupes présentent une augmentation entre les valeurs pré et post-intervention, les progressions n'atteignent pas le seuil de significativité statistique et donc aucune différence entre les groupes n'est notée ($p > 0,050$).

Enfin, aucune étude ne rapporte de résultats en ce qui concerne les exercices mono-articulaires des membres supérieurs.

b) Hypertrophie musculaire

L'analyse des adaptations structurelles induites par l'entraînement en musculation montre une tendance globale à l'égalité entre l'entraînement conventionnel à charge élevée et l'entraînement avec restriction de flux sanguin à charge élevée. Dans la majorité des études incluses dans ce travail, l'ajout d'une occlusion n'apporte pas de gain hypertrophique supplémentaire statistiquement significatif par rapport à un protocole traditionnel.

Ce constat d'égalité est largement soutenu par les études ayant utilisé des mesures de l'aire de section transversale (CSA) du quadriceps. Laurentino et al. (2008) mettent en évidence que la section transversale du quadriceps augmente significativement après 8 semaines, indépendamment de l'ajout ou non d'une restriction de flux sanguin chez des sujets non entraînés. Un effet principal du temps est observé dans les deux conditions ($p = 0,005$). Pour les sujets s'entraînant à

charge élevée, la jambe sous occlusion passe de $75,5 \pm 9,5 \text{ cm}^2$ à $79,3 \pm 12,3 \text{ cm}^2$ ($p = 0,005$), tandis que la jambe contrôle passe de $75,1 \pm 10,5 \text{ cm}^2$ à $79,7 \pm 12,4 \text{ cm}^2$ ($p = 0,005$).

De même, Biazon et al. (2019) observent une augmentation significative de l'hypertrophie musculaire du vaste latéral du quadriceps dans les deux groupes d'entraînement ($p < 0,001$). Le groupe HL-RT présente une augmentation de la CSA passant de $22,3 \pm 6,7 \text{ cm}^2$ à $24,5 \pm 7,4 \text{ cm}^2$ ($ES = 0,26$; $p < 0,05$) après l'intervention de 10 semaines, contre une augmentation similaire pour le groupe HL-BFR qui passe de $21,8 \pm 4,0 \text{ cm}^2$ à $24,2 \pm 4,7 \text{ cm}^2$ ($ES = 0,46$; $p < 0,05$). Ces résultats ne permettent pas de distinguer de supériorité entre les deux protocoles. Dans la mesure où ils induisent tous les deux une ampleur d'effet modérée, cela suggère une efficacité clinique comparable entre le HL-BFR et le HL-RT.

Les conclusions de Laurentino et al. (2008) et Biazon et al. (2019) sont soutenues par l'étude de Teixeira et al. (2021) qui observe une augmentation significative de la CSA quadriceps dans les deux protocoles après 8 semaines d'entraînement en musculation (Leg extension) avec un effet principal du temps significatif ($p < 0,001$). À nouveau, aucune différence significative entre les protocoles n'est notée par les auteurs de Teixeira et al. (2021), le groupe avec restriction de flux sanguin présente un gain relatif de + 7 % ($ES = 0,38$) contre un gain de + 6,7 % ($ES = 0,43$) pour le groupe conventionnel.

Plus récemment, l'étude de Bergamasco et al. (2025) renforce cette tendance à l'équivalence des gains hypertrophiques. Les auteurs observent une augmentation significative de la mCSA (muscle Cross-Sectional Area) du quadriceps dans les deux conditions (HL-RT : + 12,70 % ; HL-BFR : + 12,04 % ; $p < 0,001$), sans interaction temps * protocole significative ($p = 0,979$). L'analyse individuelle de Bergamasco et al. (2025) nuance cependant ses résultats globaux. En utilisant un seuil de réponse basé sur l'erreur totale (3,24 %), il apparaît que la réponse n'est pas uniforme. Si la moitié des participants ne montre aucun avantage spécifique pour l'un ou l'autre protocole ($n = 5$), l'autre moitié ($n = 5$) présente des gains significativement supérieurs avec le protocole HL-RT ($16,44 \pm 7,90 \%$) par rapport au groupe HL-BFR ($10,74 \pm 7,12 \%$). Ce qui suggère une variabilité inter-individuelle importante dans la réponse à l'entraînement ($p = 0,005$).

À l'inverse, Ghanim et al. (2025) apportent des résultats qui se distinguent par rapports aux autres études sur l'hypertrophie musculaire. Après 8 semaines d'entraînements en musculation (70 % 1-RM) chez des athlètes, une augmentation de la CSA du quadriceps est observée dans les deux conditions d'entraînement. Le groupe HL-BFR présente de meilleurs résultats, passant d'une CSA de $46,7 \pm 3,5 \text{ cm}^2$ en pré-intervention à $52,0 \pm 3,6 \text{ cm}^2$ en post-intervention ($p < 0,010$). Le groupe HL-RT évolue de manière minime, montrant une progression de la CSA passant de $46,5 \pm 3,4 \text{ cm}^2$ à $47,7 \pm 3,5 \text{ cm}^2$ ($p < 0,010$). L'analyse de covariance ANCOVA permet d'ajouter que l'augmentation de la CSA du groupe sous occlusion est statistiquement supérieure au gain d'hypertrophie du groupe d'entraînement traditionnel ($p < 0,01$).

Dans l'ensemble, la majorité des études longitudinales convergent vers une absence de différence significative entre le HL-BFR et le HL-RT pour l'hypertrophie musculaire, malgré la présence de réponses individuelles variables et de résultats divergents isolés.

c) Puissance et performance explosive

En ce qui concerne la puissance et la performance explosive, l'ajout d'une BFR lors d'un entraînement en musculation à charge élevée semble induire des effets variables, parfois supérieurs à ceux observés lors d'un entraînement conventionnel. Bien que ces effets dépendent fortement du protocole utilisé et du niveau d'entraînement des participants.

Les mesures de saut vertical constituent un indicateur indirect, mais pertinent pour évaluer la puissance musculaire des membres inférieurs.

L'étude de Cook et al. (2014) permet d'observer chez des rugbymen semi-professionnels, une amélioration de la performance de saut verticale (CMJ pour Countermovement Jump) après 3 semaines d'entraînement en musculation (squat, développé couché, tractions lestées) du groupe BFR. Les auteurs notent que ces résultats sont significativement plus importants ($+ 1,8 \pm 0,7 \%$) que l'augmentation du score de saut du groupe HL-RT ($p = 0,003$). Les résultats du travail de Wang et al. (2022) apportent une nuance à ce constat. Chez des volleyeurs universitaires, bien que les scores du Squat Jump observés après 8 semaines augmentent de manière significative uniquement dans le groupe avec une BFR ($p = 0,020$) et non dans le groupe HL-RT, l'analyse inter-groupe ne révèle pas de différence statistiquement significative entre les deux protocoles ($p = 0,076$).

Un résultat similaire est observé chez Wang et al. (2022) pour le saut avec élan (Three footed take-off). Lors de cette évaluation post-intervention, seul le groupe HL-BFR progresse significativement ($p = 0,015$), cependant aucune supériorité statistique par rapport au groupe contrôle (HL-RT) n'est observée ($p = 0,080$).

L'étude de Piskin et al. (2024), s'aligne avec cette tendance. Après 6 semaines d'entraînement de NHE, une forte augmentation de la puissance musculaire est observée chez des volleyeuses. Pour la puissance moyenne de la jambe dominante, le groupe NHE passe de $135,5 \pm 42,3$ W à $208,6 \pm 27,2$ W, soit un gain relatif de + 53,9 %. Le groupe NHE-BFR progresse de $147,5 \pm 30,7$ W à $229,9 \pm 51,9$ W, soit un gain relatif de + 55,9 %. Malgré qu'une interaction groupe * temps significative ait été observée ($p = 0,003$), aucune différence significative n'est mise en évidence entre les deux protocoles à charge élevée pour la jambe dominante ($p = 0,063$). Des valeurs similaires sont mesurées pour la puissance moyenne de la jambe non-dominante, avec un gain relatif de + 58,4 % pour le groupe avec restriction de flux sanguin et un gain relatif de + 57,5 % pour le groupe HL-RT. Une interaction groupe x temps est notée ($p = 0,001$) mais aucune différence entre les deux protocoles n'est confirmée ($p = 0,211$).

Ainsi, les performances de saut semblent globalement s'améliorer dans les deux conditions, sans avantage systématique du HL-BFR par rapport au HL-RT.

Tableau 2

Caractéristiques et résultats des études comparant l'entraînement HL-BFR et HL-RT

Auteur (année)	Population	Paramètres d'exercice	Force maximale	Hypertrophie (CSA)	Puissance
Ghanim et al. (2025)	Athlètes (n = 24)	70 % 1-RM. 50-80 % AOP. 3 sess/sem (8 sem). 4 x 8-10 reps DC, Squat, Arm curl, LE	HL-BFR > HL-RT** DC: +14,4 kg** vs +3,7 kg** Squat: +14,8 kg** % vs +3,7 kg**	HL-BFR > HL-RT** CSA: +5,3 cm ² ** vs +1,2 cm ² **	/
Wang et al. (2022)	Volleyeurs (n = 18)	70 % 1-RM. 50 % AOP. 3 sess/sem (8 sem). 4 x 8 reps Semi-squat, LE isocinétique.	HL-BFR = HL-RT [£] Semi-Squat : +28,6 %*** vs +17,3 %**.	/	HL-BFR = HL-RT [£] Seul HL-BFR progresse au SJ (+6,1 %) *
Cook et al. (2014)	Rugbymans (n = 20)	70 % 1-RM. 180 mmHg fixe. 3 sess/sem (3 sem) 5 x 5 reps Squat, DC, Tractions	HL-BFR > HL-RT*** Squat : +7,8 kg vs +4,3 kg DC : +5,4 kg vs +3,3 kg	/	HL-BFR > HL-RT** Gain supérieur au CMJ (+1,8 ± 0,7 %) **
Biazon et al. (2019)	Non-entraînés (n = 30)	80 % 1-RM. 60 % OT. 2 sess/sem (10 sem) 3 x 10 reps LE.	HL-BFR = HL-RT [£] Amplitudes similaires (ES : 1,42* vs 1,24*)	HL-BFR = HL-RT [£] Gains équivalents (ES : 0,46*vs 0,26*)	/
Teixeira et al. (2021)	Non-entraînés (n = 49)	70 % du 1-RM. ± 98,3 ± 9,7 mmHg. 2 sess/sem (8 sem) 3 x 8 reps LE	HL-BFR = HL-RT [£] Gain de +11,5 % (BFR; ES = 0,58) vs +12 % (HL-RT; ES = 0,60)	HL-BFR = HL-RT [£] Gain de +7 % (BFR; ES = 0,38) vs +6,7 % (HL-RT; ES = 0,43)	/

Piskin et al. (2024)	Athlètes (n = 20)	Charge excentrique max. 70 % LOP. 3 sess/sem (6 sem) 1 série à l'échec musculaire NHE	HL-BFR = HL-RT [£] +45,4 %*** (BFR) vs +52,9 %*** (HL-RT)	/	HL-BFR = HL-RT [£] +55,9 %** (BFR) vs +53,9 %** (HL-RT)
Bergamasco et al. (2025)	Non-entraînés (n = 10)	60 % AOP. 2 sess/sem (10 sem) LE 8 reps à 50 % 1-RM / 3 reps à 70 % 1-RM / 5 reps 100% 1-RM	/	HL-BFR = HL-RT [£] +12,04 %*** (BFR) vs +12,7 %*** (HL-RT) Variabilité individuelle : 50 % des sujets répondent mieux au HL-RT.	/
Laurentino et al. (2008)	Non-entraînés (n = 16)	80 % 1-RM. 125,6 ± 15 mmHg. 3 sess/sem (8 sem) 3 à 5 x 6 reps (évolutif) LE	HL-BFR = HL-RT * Pré : 80,6 kg vs 79,3 kg Post : 108,4 kg*** vs 108,6 kg***	HL-BFR = HL-RT [£] Pré : 75,5 vs 75,1 (cm ²) Post : 79,3** vs 79,7** (cm ²)	/
Godawa et al. (2012)	Haltérophiles (n = 18)	80-95 % 1-RM (progression) Bandages compressifs (N/A) 4 sess/sem (10 sem) 5x2 / 5x3 / 5x5 / 4x2 / 4x3 / 3x1 / 3x2 (série/reps) (évolutif / semaine) Squat, DC, SDT	HL-BFR = HL-RT [£] Squat: +33,85 lb* (BFR) vs +5,74 lb*. SDT: +23,85 lb* (BFR) vs +14,73 lb*. DC: +7,72 lb* (BFR) vs +3,23 lb*.	/	/

Note : Les symboles indiquent la significativité statistique du progrès intra-groupe (pré vs post) : [£] = P > 0,050 ; * = P < 0,050 ; ** = P < 0,010 ; *** = P < 0,001.

Les symboles > ou = indiquent la supériorité ou l'équivalence statistique entre les protocoles et leurs significativité est exprimé comme telle : [£] = P > 0,050 ; * = P < 0,050 ; ** = P < 0,010 ; *** = P < 0,001.

1-RM = One Repetition Maximum ; AOP = Arterial Occlusion Pressure ; CSA = Cross-Sectional Area ; DC = Développé Couché ; ES = Effect Size ; HL = High Load ; HL-BFR = High-Load Blood Flow Restriction ; HL-RT = High-Load Resistance Training ; LE = Leg Extension ; LOP = Limb Occlusion Pressure ; MVC = Maximal Voluntary Contraction ; NHE = Nordic Hamstring Exercise ; OT = Occlusion Total ; SBP = Systolic Blood Pressure ; SJ = Squat Jump .

DISCUSSION

L'objectif de ce travail a été d'analyser l'influence d'un protocole de restriction de flux sanguin (BFR) lorsqu'il est combiné à un entraînement en musculation à charge élevée sur les paramètres de la performance physique. Ce protocole a été comparé aux méthodes plus courantes dans la rééducation et l'entraînement musculaire, notamment au protocole traditionnel à charge élevée (HL-RT) et au protocole d'entraînement à charge faible combiné à une restriction de flux sanguin (LL-BFR). Tout au long de cette revue narrative regroupant dix articles expérimentaux, il a été question de déterminer si l'ajout d'une contrainte métabolique à une tension mécanique importante permettait de potentialiser les adaptations physiologiques chez des adultes sains, sédentaires et chez des athlètes entraînés ou non.

Les résultats mettent en évidence une interaction complexe entre la tension mécanique et le stress métabolique, dont les effets varient selon le niveau d'entraînement et les modalités du protocole. La discussion qui suit s'organise autour de la synthèse de ces observations, avant d'explorer les mécanismes physiologiques qui expliquent ces adaptations et de proposer des recommandations pour la pratique sportive.

L'analyse croisée des données recueillies permet d'obtenir une vision précise des effets du HL-BFR sur les paramètres de la performance physique. Cette première partie de la discussion vise à synthétiser les résultats obtenus pour chaque paramètre (force, hypertrophie musculaire et puissance) afin de mettre en évidence les mécanismes physiologiques qui les régissent. La confrontation des résultats issus des deux différentes parties thématiques permet de déterminer la contribution réelle de la restriction de flux sanguin lorsqu'elle est associée à un entraînement en musculation à charge élevée.

D'une part, les résultats valident la supériorité du HL-BFR sur le LL-BFR pour le développement de la force maximale et de la puissance (Ghanim et al., 2025 ; Wang et al., 2022). Si une équivalence est observée pour l'hypertrophie chez les sujets non entraînés (Biazon et al., 2019), le maintien d'une charge élevée s'avère plus efficace pour augmenter la CSA et les performances de saut chez les sujets entraînés (Ghanim et al., 2025 ; Wang et al., 2022) (Tableau 1).

D'autre part, le HL-BFR présente des résultats globalement équivalents au HL-RT. Une parité est constatée pour l'hypertrophie et la force sur des exercices mono-articulaires (Teixeira et al., 2021 ; Piskin et al., 2024). Le HL-BFR ne montre une supériorité sur le HL-RT que lors de mouvements polyarticulaires spécifiques (Cook et al., 2014 ; Ghanim et al., 2025), tandis qu'aucune différence systématique n'est relevée concernant le développement de la puissance (Piskin et al., 2024) (Tableau 2).

Pour mieux comprendre l'interaction des stimuli générés par le HL-BFR, le tableau suivant synthétise son positionnement par rapport aux modalités conventionnelles (Tableau 3).

Tableau 3
Comparaison des stimuli physiologiques selon la modalité d'entraînement

Modalité	Tension mécanique	Stress métabolique	Fatigue centrale
HL-RT ($\geq 70\%$ 1RM)	Maximale (déterminante)	Modérée (naturelle)	Élevée (charge externe)
LL-BFR ($\leq 30\%$ 1RM)	Faible (contrainte réduite)	Maximale (occlusion)	Modérer (métabolique)
HL-BFR ($\geq 70\%$ 1RM)	Maximale (maintenue)	Maximale (potentialisée)	Très élevée (additionnelle)

Note: 1RM = One Repetition Maximum; HL-BFR = High-Load Blood Flow Restriction HL-RT = High-Load Resistance Training; LL-BFR = Low-Load Blood Flow Restriction. Ce tableau illustre le caractère hybride du HL-BFR, combinant une tension mécanique de haute intensité avec un stress métabolique saturé, menant potentiellement à une fatigue neuromusculaire accrue.

1. Force musculaire maximale

L'interprétation des résultats repose sur l'interaction entre les contraintes mécaniques, les réponses neuromusculaires aiguës et les adaptations neurales chroniques. Bien que la masse musculaire constitue un facteur structurel, la force maximale dépend prioritairement de la capacité du système nerveux à maximiser le drive neural vers les unités motrices (UM) de haut seuil (Sale, 1988 ; Skarabot et al., 2021).

La supériorité des charges élevées s'explique par le rôle déterminant de la tension mécanique comme vecteur de la plasticité neurale. Selon Sale (1988), l'optimisation de la force repose sur deux piliers du contrôle moteur : la sommation spatiale (recrutement du plus grand nombre d'UM possible) et la sommation temporelle (augmentation de la fréquence de décharge = rate coding). Seules des

intensités élevées permettent d'induire pleinement ces adaptations spécifiques, tout en favorisant la synchronisation intermusculaire et en réduisant la coactivation des antagonistes (Sale, 1988 ; Skarabot et al., 2021). Ces processus nécessitent une intention de contraction maximale, difficilement reproductible avec des charges faibles, même en présence d'une restriction de flux sanguin.

Les adaptations neurales étant hautement spécifiques au niveau de force produit et à l'intention de la contraction, la tension mécanique élevée apparaît comme un prérequis indispensable au développement du drive neural et de l'efficacité neuromusculaire.

L'intérêt du HL-BFR réside dans la capacité à modifier précocement le schéma de recrutement. L'hypoxie locale et l'accumulation de métabolites (H^+ , Pi, lactate) induisent une fatigue prématurée des fibres de type I (lentes). Dans ce contexte et conformément à une adaptation du principe de taille de Henneman, le système nerveux est amené à recruter plus précocement les UM de haut seuil afin de maintenir la production de force (Loenneke et al., 2010). L'intérêt majeur de ce recrutement précoce réside dans l'augmentation du temps sous tension effectif des UM de haut seuil dès le début de la série. En mobilisant ces fibres rapides plus tôt que lors d'un effort conventionnel, le stimulus de force est maximisé par unité de temps, ce qui est particulièrement pertinent pour optimiser les séances sans augmenter la charge externe (Loenneke et al., 2011).

Dans le cadre du HL-BFR, ce phénomène pourrait favoriser une activation neuromusculaire élevée dès les premières répétitions. Toutefois, ce recrutement reste probablement partiel et dépendant de la fatigue, ce qui pourrait limiter les adaptations neurales spécifiques à la force maximale.

L'absence de supériorité systématique du HL-BFR sur le HL-RT peut être interprétée à la lumière des mécanismes de recrutement des UM sous occlusion. Bien que les fibres de type I soient intrinsèquement résistantes à la fatigue dans des conditions aérobies normales, la restriction de flux sanguin limite l'apport en oxygène et l'évacuation des métabolites, perturbant ainsi significativement leur métabolisme oxydatif. Cette fatigue précoce des fibres lentes, documentée par Wernbom & Aagaard (2020), modifie la hiérarchie classique du principe de taille de Henneman : pour maintenir la production de force malgré un environnement

intracellulaire dégradé, le système nerveux doit compenser par une sollicitation accrue et précoce des UM de haut seuil, associées aux fibres rapides de type II.

Ce mécanisme explique pourquoi, pour une même intensité d'exercice, la BFR permet d'activer un plus grand nombre d'unités de type II qu'un exercice conventionnel, même avec des charges faibles de 20 à 30 % du 1-RM. Toutefois, dans le cadre du HL-BFR, où la charge est déjà supérieure à 70 % du 1-RM, le recrutement des UM de haut seuil est déjà quasi maximal dès les premières répétitions par la seule tension mécanique. L'ajout de la restriction de flux sanguin semble alors induire une fatigue neuromusculaire précoce qui, au lieu de potentialiser le stimulus, pourrait altérer la qualité de la commande motrice et limiter les adaptations neurales spécifiques à la force maximale.

La restriction de flux sanguin induit également une accumulation importante de métabolites, activant les afférences metabosensibles des groupes III et IV (Skarabot et al., 2021). Bien que ce mécanisme soit fondamental en physiologie, son analyse dans le cadre de nos résultats permet d'expliquer l'absence de supériorité du HL-BFR sur le HL-RT. Cette rétroaction afférente est susceptible de contribuer à une inhibition centrale via des mécanismes réflexes visant à préserver l'homéostasie musculaire. Il en résulte une diminution progressive de la capacité à maintenir un niveau élevé d'activation des unités motrices, notamment via une modulation de la fréquence de décharge des motoneurones. Ainsi, la fatigue induite par la BFR pourrait altérer la qualité du stimulus neural à haute intensité.

Dans cette perspective, le gain de recrutement des UM (sommation spatiale) pourrait être partiellement contrebalancé par une diminution du rate coding (sommation temporelle). Ce compromis entre activation et fatigue permet d'expliquer l'absence de supériorité systématique du HL-BFR par rapport au HL-RT.

L'absence de différence observée lors d'exercices mono-articulaires à des intensités comprises entre 70 et 80 % du 1-RM suggère un effet de plafonnement du stimulus mécanique (Loenneke et al., 2010 ; Biazon et al., 2019 ; Laurentino et al., 2008). À ces niveaux d'intensité, le recrutement des UM est déjà élevé, limitant l'intérêt d'un stimulus métabolique additionnel.

Dans ce contexte, l'ajout de la BFR pourrait altérer la qualité du stimulus en induisant une fatigue prématurée. Cette fatigue pourrait notamment affecter le couplage excitation-contraction, possiblement via des modifications de l'environnement intracellulaire, telles qu'une acidose locale susceptible de réduire la sensibilité des protéines contractiles au calcium (Skarabot et al., 2021). Toutefois, ces mécanismes restent encore débattus et doivent être interprétés avec prudence.

Enfin, bien que l'hypertrophie musculaire augmente la section transversale du muscle (CSA), son rôle dans le développement de la force maximale reste conditionné par la capacité du système nerveux à mobiliser efficacement cette masse musculaire. Cela souligne la prédominance des adaptations neurales, en particulier chez les sujets entraînés (Suchomel et al., 2016 ; Schoenfeld et al., 2010).

Ainsi, l'ensemble de ces mécanismes suggère que la tension mécanique constitue le déterminant principal des adaptations de la force maximale. La BFR agit comme un modulateur du recrutement musculaire et du stress métabolique. Son efficacité dépend d'un équilibre entre l'augmentation du stimulus neuromusculaire et la fatigue induite, ainsi que des caractéristiques du protocole et du niveau d'entraînement.

Si le développement de la force maximale est prioritairement régi par des adaptations neurales spécifiques à la charge, l'augmentation de la masse musculaire, bien que liée, répond à une logique physiologique distincte où le stress métabolique occupe une place plus prépondérante.

2. Hypertrophie musculaire

L'augmentation de la section transversale du muscle résulte d'une cascade d'événements moléculaires déclenchée par l'interaction entre la tension mécanique, le stress métabolique et la régulation osmotique. Contrairement à la force maximale, l'hypertrophie dépend d'une perturbation de l'homéostasie cellulaire impliquant plusieurs voies de signalisation redondantes (Schoenfeld et al., 2010).

L'aboutissement de tout stimulus hypertrophique est l'activation de la synthèse protéique. Comme l'ont démontré les travaux de Bodine et al. (2001), la voie Akt/mTOR constitue le régulateur central de ce processus. Cette activation est relayée par des effecteurs comme la protéine p70S6K, dont le taux de

phosphorylation post-effort est associé aux gains de masse musculaire à long terme (Baar & Esser, 1999).

Le stimulus primaire reste la tension mécanique. Via le processus de mécanotransduction, les mécanorécepteurs membranaires convertissent la contrainte physique en signal chimique pour activer les voies anaboliques (Schoenfeld, 2010). À charge élevée, cette tension mécanique est déjà suffisante pour que tous les voyants anaboliques soient au maximum, créant un effet de plafonnement des processus de mécanotransduction. Dans ce contexte, l'ajout d'une BFR au HL-RT n'apporte plus de bénéfice supplémentaire significatif, car le stimulus mécanique a déjà atteint un seuil de saturation (Teixeira et al., 2021).

Dans les protocoles à charge faible, le stress métabolique compense en partie le manque de tension mécanique. Biazon et al. (2019) soulignent que la désoxygénation musculaire locale constitue un facteur déterminant de l'hypertrophie dans ces conditions. L'hypoxie et l'accumulation de métabolites (lactate, ions H^+ , Pi) favorisent un recrutement progressif des unités motrices de haut seuil (fibres de type II), conformément au principe de taille de Henneman (Loenneke et al., 2010).

À l'inverse, à charge élevée, l'ajout de la BFR augmente le stress métabolique, mais peut dans certains contextes, induire une fatigue précoce susceptible de limiter le maintien d'un niveau élevé d'activation musculaire (Teixeira et al., 2018).

La variabilité individuelle observée chez Bergamasco et al. (2025) pourrait être liée à des facteurs biologiques tels que la typologie des fibres musculaires ou la capacité de tolérance à l'acidose métabolique provoquée par la BFR (Bergamasco et al., 2025).

Un des mécanismes spécifiques à la BFR est le gonflement cellulaire. L'occlusion veineuse augmente la pression osmotique, provoquant une distension de la membrane cellulaire perçue comme une contrainte structurelle (Schoenfeld et al., 2013). En réponse, la cellule active des voies de signalisation adaptatives visant à renforcer son intégrité. Ce processus est accompagné par l'activation des cellules satellites, qui fusionnent avec les fibres musculaires pour apporter de nouveaux noyaux (Schoenfeld et al., 2010). Ces adaptations joueraient un rôle important dans

le maintien du domaine myonucléaire lors de la croissance musculaire, bien que leur rôle exact reste encore débattu.

En conclusion, bien que plusieurs mécanismes soient impliqués, l'hypertrophie musculaire semble reposer sur un principe intégratif : l'atteinte d'un niveau suffisant de recrutement des unités motrices, combinée à un stress intramusculaire élevé, indépendamment de la nature du stimulus initial (Schoenfeld et al., 2017).

Dans cette perspective, les charges élevées et la BFR représentent deux stratégies distinctes permettant d'atteindre ce seuil critique de stimulation. Alors que l'entraînement en musculation à charge élevée l'atteint par une tension mécanique directe, la BFR permet d'atteindre un niveau de recrutement comparable via des mécanismes liés à l'hypoxie et à la fatigue. Cette convergence vers un état de sollicitation musculaire élevé permet d'expliquer l'équivalence observée entre les modalités sur le long terme.

Dès lors, le choix de la modalité pour atteindre ce seuil critique de sollicitation musculaire doit être guidé par l'objectif adaptatif : atteindre ce seuil via la tension mécanique pure (HL-RT) favorise les adaptations structurelles par un stimulus physique direct saturant les capacités de mécanotransduction. À l'inverse, le HL-BFR utilise le levier du stress métabolique et la régulation osmotique pour atteindre ce même seuil, offrant une stratégie plus orientée vers les processus moléculaires métabosensibles, préservant ainsi l'intégrité articulaire par rapport au HL-RT (Schoenfeld et al., 2013 ; Pearson & Hussain, 2015).

3. Puissance et performance explosive

La production de la puissance musculaire, définie comme le produit de la force et de la vitesse de raccourcissement, repose sur la compétence du système neuromusculaire à générer une tension maximale dans un laps de temps extrêmement court. Le déterminant central de cette performance explosive est le Rate of Force Development (RFD), qui reflète la cinétique de montée en force lors de la phase initiale de la contraction (Suchomel et al., 2016).

L'amélioration du RFD dépend des adaptations neurales spécifiques, distinctes de celles de la force maximale. Elles incluent un recrutement quasi instantané des UM de haut seuil, une augmentation de leur fréquence de décharge initiale (souvent sous forme de doublets d'impulsions) et une synchronisation accrue dès les premières

millisecondes (Sale, 1988 ; Skarabot et al., 2021). Ces processus permettent d'optimiser la phase initiale de production de force, indispensable aux actions athlétiques explosives où le temps disponible est limité.

L'utilisation de charges élevées sollicite de manière optimale la relation force-vitesse en imposant une intention de mouvement rapide sous forte résistance (Suchomel et al., 2016). À l'inverse, bien que la BFR favorise le recrutement des fibres de type II via le stress métabolique, elle peut introduire une contrainte de vélocité. L'accumulation locale de métabolites et l'hypoxie peuvent altérer la propagation du signal neuromusculaire et la vitesse de contraction, ce qui limite directement la composante « vitesse » de l'équation de puissance. (Skarabot et al., 2021 ; Sale, 1988).

Le facteur limitant majeur de l'explosivité sous BFR réside dans la fatigue, neuromusculaire d'origine métabolique. L'accumulation de lactate et d'ions H^+ active les afférences des groupes III et IV, déclenchant un métaboréflexe qui induit une inhibition centrale au niveau spinal et supraspinal (Skarabot et al., 2021 ; Loenneke et al., 2010 ; Pearson & Hussain, 2015). Cette inhibition réduit le drive neural et peut altérer la cinétique du calcium ; l'acidose diminue la sensibilité de la troponine au calcium et ralentit la formation des ponts transversaux actine-myosine, dégradant ainsi la vitesse de développement de la force (RFD) (Wang et al., 2022 ; Skarabot et al., 2021 ; Schoenfeld et al., 2013) Ce mécanisme explique pourquoi l'usage de la BFR peut provoquer une diminution aiguë de la vitesse de la barre au développé couché et de la puissance mécanique lors d'efforts explosifs comme observé par Gepfert et al. (2021) à 80 % du 1-RM.

Dans le cas du HL-BFR, la performance résulte d'un compromis entre une augmentation potentielle du recrutement des UM de haut seuil via l'hypoxie (Cook et al., 2014) et une inhibition induite par la fatigue. L'analyse des réponses à court terme suggère que l'efficacité de ce protocole dépend d'une « fenêtre optimale » de stimulation définie par la pression et le matériel utilisé :

À intensité élevée (70 % du 1-RM) et à pression d'occlusion forte (90 % AOP), l'utilisation d'un brassard d'occlusion large semble indispensable pour favoriser l'expression de la puissance. Wilk et al. (2022) ont ainsi démontré qu'un brassard large permet d'augmenter significativement la puissance et la vitesse par rapport à

un brassard étroit, probablement grâce à une restitution d'énergie élastique supérieure qui compense l'inhibition métabolique.

À l'inverse, une pression trop faible (50 % AOP) s'avère insuffisante pour induire des adaptations aiguës. LeMense et al. (2025) n'ont observé aucune amélioration de la vitesse, de la puissance ou de l'activation musculaire, soulignant que le HL-BFR ne présente aucun avantage sur le HL-RT si le stimulus de pression est mal réglé.

En conclusion, le développement de la puissance repose sur la capacité à produire rapidement un niveau élevé de force, ce qui dépend directement du RFD et de la préservation de la vélocité de contraction. Si la BFR constitue un outil efficace pour moduler l'activation musculaire, son impact sur l'explosivité est limité par la fatigue neuromusculaire et le métaboréflexe. L'absence de supériorité systématique du HL-BFR dans la littérature s'explique par cette dépendance aux paramètres d'occlusion (pression et largeur) pour maintenir la qualité du stimulus neuromusculaire. Pour la puissance athlétique, la tension mécanique associée à une vitesse d'exécution élevée demeure le stimulus de référence pour maximiser le RFD.

4. En résumé

De manière transversale, les résultats mettent en évidence une hiérarchie fonctionnelle entre les stimuli d'entraînement. La tension mécanique apparaît comme le déterminant principal des adaptations neurales spécifiques à la force et à la puissance, tandis que le stress métabolique joue un rôle complémentaire, principalement impliqué dans les processus hypertrophiques (Schoenfeld, 2010).

Dans ce cadre, le HL-BFR représente une tentative de combinaison de ces deux stimuli. Toutefois, les données analysées suggèrent que cette combinaison ne conduit pas systématiquement à un effet synergique. L'ajout d'une contrainte métabolique à une tension mécanique déjà élevée semble atteindre un plateau adaptations, voire induire une fatigue susceptible de limiter certaines adaptations neuromusculaires (Teixeira et al., 2021 ; Skarabot et al., 2021).

Ces observations suggèrent que les adaptations musculaires ne résultent pas d'une simple addition des stimuli, mais d'un équilibre entre activation neuromusculaire et

fatigue induite, dépendant du contexte d'entraînement et du niveau des individus (Skarabot et al., 2021 ; Teixeira et al., 2018).

5. Applications pratiques

a) Implications pour la kinésithérapie et la rééducation

L'entraînement en musculation avec BFR représente une stratégie particulièrement intéressante dans les phases de transition entre la rééducation et la réathlétisation.

Chez les patients en post-chirurgie ou souffrant de contraintes mécaniques, telles que des lésions ligamentaires, des arthropathies ou des tendinopathies, l'utilisation du LL-BFR permet de préserver la masse et la force musculaire durant les périodes où les charges lourdes sont contre-indiquées. Cette approche offre ainsi la possibilité de maintenir un stimulus hypertrophique et neuromusculaire malgré une contrainte mécanique réduite (Hughes et al., 2017).

Dans les phases plus avancées de la rééducation, le HL-BFR permet d'introduire progressivement des charges élevées tout en contrôlant la contrainte articulaire globale. Ce contrôle est garanti par deux leviers majeurs : d'une part, la fatigue métabolique précoce réduit le volume total de répétitions nécessaires pour atteindre un stimulus efficace, limitant ainsi le cumul des cycles de charge sur l'articulation. D'autre part, la BFR peut induire une analgésie aiguë permettant une meilleure tolérance à la charge nécessaire à la mécanotransduction sans douleur excessive (Hughes et al., 2017 ; Bryk et al., 2016). Il peut ainsi constituer un pont thérapeutique entre la rééducation et le retour à la performance, en facilitant la réintroduction de contraintes mécaniques sans surcharge excessive des structures en cours de cicatrisation.

Néanmoins, l'intégration de cette modalité en pratique clinique nécessite une application rigoureuse, reposant sur une individualisation de la pression d'occlusion, une surveillance attentive des sensations rapportées par le patient, ainsi qu'un encadrement par du personnel formé. Dans ce contexte, la BFR doit être envisagée comme un outil complémentaire, intégré dans une progression graduelle des charges, et non comme une alternative isolée aux approches conventionnelles.

b) Implications pour l'entraînement sportif

Dans un contexte de performance, le HL-BFR peut être considéré comme un outil complémentaire permettant d'enrichir la planification de l'entraînement. Son principal intérêt réside dans sa capacité à induire un stress métabolique élevé tout en modulant la charge mécanique externe, ce qui peut s'avérer particulièrement utile lors de phases de récupération, de post-compétition et de gestion de la charge. L'idée centrale de cette modalité est de varier les sources de stress (métabolique vs mécanique) pour éviter la monotonie adaptative et optimiser la récupération (Scott et al., 2016). Compte tenu de la forte variabilité des réponses adaptatives (Bergamasco et al., 2025), il est recommandé d'adopter une approche individualisée dans laquelle l'intégration du HL-BFR devrait être précédée d'une phase de test pour identifier les athlètes ou les patients présentant une sensibilité au stress métabolique. Et ce, dans le but d'optimiser la programmation de l'entraînement et d'éviter une fatigue superflue chez les « non-répondeurs ». Ces derniers peuvent être identifiés par une analyse de la cinétique d'oxygénation musculaire via une spectroscopie en proche infrarouge (NIRS). Un profil « répondeur » à la BFR se caractérise par une désoxygénation musculaire locale marquée, traduisant un stress métabolique effectif. À l'inverse, une faible variation des niveaux d'oxygénation durant l'exercice suggère que le stimulus d'occlusion est insuffisant pour altérer l'homéostasie cellulaire du sujet (Bergamasco et al., 2025). Sur le long terme, l'identification est confirmée par le calcul de l'erreur total de mesure : par exemple, Bergamasco et al. (2025) utilisent un seuil de 3,24 % pour la CSA, en dessous duquel le sujet est considéré comme non-répondeur au protocole spécifique.

Il peut ainsi contribuer au maintien des adaptations neuromusculaires lors de périodes de réduction des charges, notamment dans des phases de décharge, où l'objectif est de limiter la fatigue du système nerveux central tout en conservant les acquis musculaires. De plus, son utilisation dans des phases de surcharge contrôlées pourrait permettre de maintenir une activation musculaire élevée sans induire une contrainte articulaire excessive (Scott et al., 2016).

Cependant, les données actuelles ne permettent pas de considérer le HL-BFR comme une méthode de développement prioritaire de la puissance musculaire. Les adaptations liées à l'explosivité restent fortement dépendantes de la vitesse

d'exécution et du niveau de force produit, cette modalité ne peut se substituer aux méthodes d'entraînement à haute vitesse (Wang et al., 2022 ; Skarabot et al., 2021).

c) Perspectives

L'intérêt croissant pour la BFR utilisée à haute charge ouvre la voie à de nouvelles stratégies d'entraînement et de rééducation. Les travaux futurs devront notamment s'intéresser à l'intégration de protocoles hybrides combinant HL-BFR et travail pliométrique. Ainsi qu'à l'évaluation de ses effets à long terme sur les propriétés mécaniques des tissus, en particulier sur les tendons et la performance fonctionnelle.

En effet, une perspective prometteuse pour l'utilisation du HL-BFR réside dans la prise en charge des pathologies tendineuses, telles que les tendinopathies d'Achille ou patellaire. Il est établi que la guérison du tendon nécessite une contrainte mécanique élevée pour stimuler la mécanotransduction et la synthèse de collagène (Bohm et al., 2015 ; Schoenfeld, 2010 ; Kubo et al., 2010). Le HL-BFR, en maintenant une charge égale ou supérieure à 70 % du 1-RM, tout en y ajoutant un environnement métabolique hypoxique, pourrait potentiellement accélérer la cicatrisation du tendon. Cette synergie entre tension mécanique élevée et réponse hormonale accrue mérite d'être explorée par de futures études cliniques, afin de vérifier si le HL-BFR permet d'accélérer le retour au sport par rapport aux protocoles de renforcement excentriques ou de Heavy Slow Resistance (HSR) traditionnels.

Au-delà des adaptations structurelles, la question de la tolérance à l'effort et de la perception de la charge constitue un axe de comparaison essentiel. Les résultats montrent que le HL-BFR n'offre pas de supériorité physiologique nette sur le HL-RT pour la force maximale, mais il pourrait représenter une alternative stratégique sur le plan psychologique. Pour les sujets présentant une appréhension face aux charges lourdes, le HL-BFR permet de maintenir une intensité élevée tout en modulant la perception de la contrainte mécanique brute. Cependant, l'inconfort compressif lié aux brassards larges, bien que nécessaires à la sécurité tissulaire, reste un facteur limitant. Il est important de noter que si les brassards larges permettent d'induire une occlusion efficace à des pressions plus faibles (Patterson et al., 2019), l'inconfort peut provenir de la surface de compression cutanée plus étendue sur le membre. Des recherches futures utilisant des analyses fines de la

perception de l'effort à long terme permettraient de déterminer si le HL-BFR, bien qu'utilisant des charges identiques au HL-RT, modifie le rapport entre l'inconfort métabolique et l'appréhension de la contrainte mécanique brute, facilitant ainsi l'adhésion au protocole chez certains patients kinésiophobes (Rolnick et al., 2021).

Par ailleurs, la détermination précise des paramètres optimaux d'entraînement, incluant l'interaction entre l'intensité, la pression d'occlusion et le volume de travail, apparaît comme un enjeu majeur afin de mieux individualiser les protocoles en fonction des profils athlétiques ou cliniques des sujets.

6. Limites

Malgré la rigueur méthodologique appliquée dans la sélection et l'analyse des études, ce travail comporte plusieurs limites intrinsèques à sa nature et à l'état actuel de la littérature scientifique. Comme souligné initialement, la recherche sur le HL-BFR est encore émergente, ce qui limite la quantité de données disponibles pour établir des conclusions définitives.

Ce travail repose sur une revue narrative, ce qui représente un choix justifié par la rareté des études comparant directement le HL-BFR au HL-RT et au LL-BFR. Si ce type de synthèse permet une interprétation approfondie des mécanismes physiologiques et une mise en perspective des résultats, il présente néanmoins des limites en termes de généralisation et de reproductibilité. En particulier, l'absence d'analyse statistique quantitative ne permet pas d'estimer la taille d'effet globale, ni d'évaluer l'hétérogénéité entre les études incluses dans ce travail, ce qui limite la portée des conclusions.

L'interprétation des résultats est également limitée par une hétérogénéité importante des protocoles expérimentaux et des populations étudiées. Les variations observées dans les modalités d'entraînement (type d'exercice, intensités utilisées, pressions d'occlusion, durée des interventions et niveau d'entraînement des participants) rendent difficile toute comparaison directe entre les études.

Cette variabilité méthodologique contribue à la divergence des résultats et complique l'identification de recommandations claires et standardisées. Elle renforce également l'idée d'une réponse fortement dépendante des caractéristiques individuelles.

Au-delà des aspects méthodologiques, une limite importante réside dans l'interprétation des mécanismes sous-jacents aux adaptations observées. En effet, la majorité des études se basent sur des marqueurs indirects (activité EMG, accumulation des métabolites, réponses hormonales), ce qui ne permet pas d'établir avec certitude les relations causales entre les stimuli appliqués et les adaptations neuromusculaires. Cette approche limite la compréhension des interactions entre tension mécanique et stress métabolique.

Un autre élément limitant concerne le manque de données portant sur la performance fonctionnelle. En effet, peu d'études intègrent des mesures spécifiques telles que le sprint, le saut ou le développement rapide de la force dans des protocoles d'entraînements en musculation à long terme. Par conséquent, le passage des adaptations observées vers la performance sportive réelle reste encore mal établi, en particulier chez des athlètes. Des recherches futures devraient utiliser des tests fonctionnels plus représentatifs des exigences sportives afin de mieux évaluer l'impact de la BFR sur la performance sportive.

De plus, la majorité des études présentent des durées d'intervention relativement courtes, généralement comprise entre 3 et 10 semaines. Cette temporalité limite l'évaluation des adaptations à long terme, notamment en ce qui concerne les propriétés mécaniques des tissus, la durabilité des gains de force, d'hypertrophie et de puissance, ainsi que les potentielles adaptations négatives liées à une exposition prolongée à la BFR. L'analyse de la littérature suggère qu'une durée de 12 à 16 semaines constituerait une fenêtre d'étude idéale, particulièrement pour l'évaluation des adaptations tendineuses. En effet, si les gains musculaires peuvent être observés précocement (4 à 8 semaines), des changements morphologiques robustes et une adaptation complète des tissus conjonctifs nécessitent une exposition aux charges mécaniques supérieure à 12 semaines (Bohm et al., 2015). Ce délai est nécessaire pour stabiliser les modifications du métabolisme du collagène et la raideur structurelle du tendon (Kubo et al., 2010), qui sont cruciaux pour valider la sécurité et l'efficacité du HL-BFR sur le long terme.

Enfin, plusieurs biais méthodologiques doivent être pris en considération, notamment la présence d'échantillons de petite taille, l'absence d'aveuglement des évaluateurs ou encore une mauvaise standardisation des pressions d'occlusion (AOP estimée plutôt que mesurée). Par ailleurs, Godawa et al. (2012) ne spécifient

pas la pression d'occlusion utilisée lors de l'intervention. Ces biais expérimentaux peuvent influencer la validité interne des résultats. La méthode de référence pour évaluer l'AOP consiste à utiliser une sonde Doppler portable ou la pléthysmographie par occlusion veineuse (méthodes non invasives), afin de déterminer la pression minimale nécessaire pour interrompre totalement le flux artériel (Patterson et al., 2019). Cette mesure doit-être réalisée dans la position spécifique de l'exercice, car la pression d'occlusion varie significativement en fonction de la posture et de la gravité (Hughes et al., 2017). Une évaluation rigoureuse permet ensuite de prescrire une pression d'entraînement personnalisée, généralement située entre 40 et 80 % de l'AOP, garantissant ainsi à la fois la sécurité du sujet et l'efficacité du stimulus métabolique.

Enfin, une limite importante concerne l'absence de consensus sur les paramètres optimaux d'entraînement en BFR. L'interaction entre l'intensité de charge, la pression d'occlusion et le volume de travail reste encore mal défini, ce qui rend difficile l'élaboration de recommandations précises et applicables en pratique clinique ou sportive. À l'issue de ce travail, il serait pertinent de privilégier un protocole HL-BFR à 70 % du 1-RM, combiné à une pression d'occlusion modérée de 50 à 60 % de l'AOP. Ce choix repose sur la volonté d'optimiser le recrutement des UM de haut seuil via l'hypoxie locale, tout en évitant une accumulation excessive de métabolites qui déclencherait une inhibition centrale prématurée (Wang et al., 2022). Toutefois, l'application de ces paramètres doit être différenciée selon l'objectif : dans un contexte de préparation physique, l'intégration de blocs courts de 3 semaines semble idéale pour intensifier le stimulus sans induire de saturation du système nerveux (Cook et al., 2014). Cependant, dans un cadre de rééducation, une durée minimale de 12 semaines semble indispensable pour permettre la mécanotransduction nécessaire à la restructuration morphologique des tissus tendineux et à l'augmentation de leur raideur (Bohm et al., 2015).

Sur le plan pratique, bien que les études rapportent peu d'effets indésirables graves, l'utilisation de la BFR n'est pas sans risques en cas de mauvaise application. Une individualisation inadéquate de la pression d'occlusion ou une supervision insuffisante peuvent compromettre la sécurité de la méthode (Yasuda et al., 2017). Ainsi, son utilisation nécessite une expertise spécifique et une application rigoureuse afin d'en garantir l'efficacité et la sécurité.

Sur base des données probantes analysées, les recommandations suivantes sont proposées pour l'intégration du HL-BFR en milieu post-clinique et sportif (Tableau 4).

Tableau 4

Recommandations pratiques pour l'application du HL-BFR

Paramètre	Rééducation	Performance
Intensité	Progressif vers une charge $\geq 70\%$ 1-RM (graduelle et continue)	$\geq 70\%$ 1-RM
Pression (AOP)	50-60 % AOP (individualisée)	50-60 % AOP (individualisée)
Matériel	Brassards larges (confort / sécurité)	Pression indexée (mesure exacte de l'AOP) – brassards larges
Temporalité	>12 semaines (tissus tendineux)	Blocs de 3 semaines (intensification)
Objectif clé	Pont vers le retour à la charge réelle / protection tissulaire et mécanotransduction	Modulation de la fatigue et du volume de travail (intensification du stimulus)

Note: 1-RM = One Repetition Maximum; AOP = Arterial Occlusion Pressure; HL-BFR = High-Load Blood Flow Restriction. Les recommandations sont basées sur l'équilibre entre la nécessité de stimuler la mécanotransduction pour les tissus conjonctifs et la gestion de la fatigue neuromusculaire centrale induite par le métaboréflexe.

CONCLUSION

Ce travail de recherche visait à évaluer l'intérêt du HL-BFR sur les adaptations neuromusculaires de la performance sportive, en le comparant aux méthodes conventionnelles, telles que le HL-RT et le LL-BFR chez des athlètes ou des personnes sédentaires.

Au terme de cette analyse, les résultats apportent une vision nuancée de cette modalité d'entraînement. Un constat central se dégage : la tension mécanique demeure le déterminant prédominant et irremplaçable des adaptations de la force maximale. Dans cette optique, si le HL-BFR s'avère supérieur au LL-BFR et particulièrement pour les sujets entraînés chez qui le stress métabolique seul est insuffisant à induire une stimulation neuromusculaire optimale. Toutefois, il ne parvient pas à surpasser l'entraînement traditionnel à charge élevée.

L'hypothèse d'un effet synergique, qui suggérerait que l'ajout de la BFR à une charge élevée maximiserait les gains est globalement infirmée par la littérature actuelle. Ces données indiquent que les adaptations musculaires ne résultent pas d'une simple addition des stimuli mécaniques et métaboliques, mais d'un équilibre complexe. L'augmentation du stress métabolique au sein d'un stimulus déjà optimal sur le plan mécanique semble conduire à un plateau d'adaptation, voire à une altération de la qualité du stimulus.

Dès lors, l'intérêt du HL-BFR ne réside pas dans une supériorité intrinsèque visant à maximiser les performances au-delà des standards actuels, mais plutôt dans sa capacité à s'intégrer comme un outil stratégique de modulation de la charge. Sa pertinence devient indéniable dans des contextes spécifiques tels que la rééducation, les phases de transition ou la gestion de la fatigue, où la contrainte mécanique doit être finement ajustée sans pour autant compromettre le niveau de sollicitation musculaire.

En conclusion, si le HL-RT conserve son statut de référence pour le développement de la force, le HL-BFR représente une alternative complémentaire de choix. Son utilisation doit être envisagée de manière individualisée et contextualisée, offrant aux praticiens un levier supplémentaire pour optimiser les contraintes mécaniques et physiologiques en fonction des objectifs sportif.

BIBLIOGRAPHIE

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 93(4), 1318–1326. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00283.2002>
- American College of Sports Medicine (2009). American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and science in sports and exercise*, 41(3), 687–708. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181915670>
- Baar, K., & Esser, K. (1999). Phosphorylation of p70^{S6k} correlates with increased skeletal muscle mass following resistance exercise. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, 276(1), C120–C127. <https://doi.org/10.1152/ajpcell.1999.276.1.C120>
- Bergamasco, J. G. A., Bittencourt, D., Silva, D. G., Biazon, T. M. P. de C., Soligon, S. D., Oliveira, R. M., & Libardi, C. A. (2025). Individual muscle hypertrophy in high-load resistance training with and without blood flow restriction: A near-infrared spectroscopy approach. *Journal of Sports Sciences*, 43(19), 2157–2163. <https://doi.org/10.1080/02640414.2024.2437588>
- Biazon, T. M. P. C., Ugrinowitsch, C., Soligon, S. D., Oliveira, R. M., Bergamasco, J. G., Borghi-Silva, A., & Libardi, C. A. (2019). The Association Between Muscle Deoxygenation and Muscle Hypertrophy to Blood Flow Restricted Training Performed at High and Low Loads. *Frontiers in Physiology*, 10. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00446>
- Bodine, S. C., Stitt, T. N., Gonzalez, M., Kline, W. O., Stover, G. L., Bauerlein, R., Zlotchenko, E., Scrimgeour, A., Lawrence, J. C., Glass, D. J., & Yancopoulos, G.

- D. (2001). Akt/mTOR pathway is a crucial regulator of skeletal muscle hypertrophy and can prevent muscle atrophy in vivo. *Nature Cell Biology*, 3(11), 1014–1019. <https://doi.org/10.1038/ncb1101-1014>
- Bohm, S., Mersmann, F., & Arampatzis, A. (2015). Human tendon adaptation in response to mechanical loading: a systematic review and meta-analysis of exercise intervention studies on healthy adults. *Sports Medicine - Open*, 1(1), 7. <https://doi.org/10.1186/s40798-015-0009-9>
- Bryk, F. F., Dos Reis, A. C., Fingerhut, D., Araujo, T., Schutzer, M., Cury, R. D. P. L., Duarte, A., & Fukuda, T. Y. (2016). Exercises with partial vascular occlusion in patients with knee osteoarthritis: a randomized clinical trial. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24(5), 1580–1586. <https://doi.org/10.1007/s00167-016-4064-7>
- Cook, C. J., Kilduff, L. P., & Beaven, C. M. (2014). Improving Strength and Power in Trained Athletes With 3 Weeks of Occlusion Training. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(1), 166–172. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0018>
- Fry, C. S., Glynn, E. L., Drummond, M. J., Timmerman, K. L., Fujita, S., Abe, T., Dhanani, S., Volpi, E., & Rasmussen, B. B. (2010). Blood flow restriction exercise stimulates mTORC1 signaling and muscle protein synthesis in older men. *Journal of Applied Physiology*, 108(5), 1199–1209. <https://doi.org/10.1152/jap.01266.2009>
- Gabbett, T. J. (2016). The training—injury prevention paradox: should athletes be training smarter and harder? *British Journal of Sports Medicine*, 50(5), 273–280. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095788>
- Gepfert, M., Jarosz, J., Wojdala, G., Krzysztofik, M., Campos, Y., Filip-Stachnik, A., Kostrzewa, M., Gawel, D., Szkudlarek, A., Godlewski, P., Stastny, P., & Wilk, M.

- (2021). Acute impact of blood flow restriction on strength-endurance performance during the bench press exercise. *Biology of Sport*, 38(4), 653–658.
<https://doi.org/10.5114/biolsport.2021.103726>
- Ghanim, S. R., Mahmood, I. S., Mohammed, S. A., & Ahmed, M. K. (2025). Comparative study of high- and low-load blood flow restriction training on strength, hypertrophy, aerobic capacity, and fatigue in athletes. *Comparative Exercise Physiology*, 1–8. <https://doi.org/10.1163/17552559-bja10070>
- Godawa, Travis M.; Credeur, Daniel P.; Welsch, Michael A.. Influence of Compressive Gear on Powerlifting Performance: Role of Blood Flow Restriction Training. *Journal of Strength and Conditioning Research* 26(5):p 1274-1280, May 2012. | DOI: 10.1519/JSC.0b013e3182510643
- Gondin, J., Cozzone, P. J., & Bendahan, D. (2011). Is high-frequency neuromuscular electrical stimulation a suitable tool for muscle performance improvement in both healthy humans and athletes? *European Journal of Applied Physiology*, 111(10), 2473–2487. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2101-2>
- Grgic, J., Schoenfeld, B. J., Davies, T. B., Lazinica, B., Krieger, J. W., & Pedisic, Z. (2018). Effect of Resistance Training Frequency on Gains in Muscular Strength: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 48(5), 1207–1220. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0872-x>
- Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. O. (1965). FUNCTIONAL SIGNIFICANCE OF CELL SIZE IN SPINAL MOTONEURONS. *Journal of Neurophysiology*, 28(3), 560–580. <https://doi.org/10.1152/jn.1965.28.3.560>
- Hughes, L., Paton, B., Rosenblatt, B., Gissane, C., & Patterson, S. D. (2017). Blood flow restriction training in clinical musculoskeletal rehabilitation: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 51(13), 1003–1011. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097071>

- Kraemer, W. J., & Ratamess, N. A. (2004). Fundamentals of Resistance Training: Progression and Exercise Prescription: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(4), 674–688. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000121945.36635.61>
- Kubo, K., Ikebukuro, T., Yata, H., Tsunoda, N., & Kanehisa, H. (2010). Time Course of Changes in Muscle and Tendon Properties During Strength Training and Detraining. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(2), 322–331. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c865e2>
- Lauersen, J. B., Bertelsen, D. M., & Andersen, L. B. (2014). The effectiveness of exercise interventions to prevent sports injuries: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *British Journal of Sports Medicine*, 48(11), 871–877. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092538>
- Laurentino, G., Ugrinowitsch, C., Aihara, A., Fernandes, A., Parcell, A., Ricard, M., & Tricoli, V. (2008). Effects of Strength Training and Vascular Occlusion. *International Journal of Sports Medicine*, 29(08), 664–667. <https://doi.org/10.1055/s-2007-989405>
- LeMense, A., Fleming, A., Gomez, S., Lewis, J., Labanowski, H., Fedewa, M., & Winchester, L. (2025). Blood flow restriction during high load bench press does not increase bar velocity or cause physiological changes in non-occluded agonist muscles. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 45(2), e70006. <https://doi.org/10.1111/cpf.70006>
- Lin, Y.-T., Wong, C.-M., Chen, Y.-C., Chen, Y., & Hwang, I.-S. (2024). Differential training benefits and motor unit remodeling in wrist force precision tasks following high and low load blood flow restriction exercises under volume-matched conditions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 21(1), 123. <https://doi.org/10.1186/s12984-024-01419-5>

- Lixandrão, M. E., Ugrinowitsch, C., Berton, R., Vechin, F. C., Conceição, M. S., Damas, F., Libardi, C. A., & Roschel, H. (2018). Magnitude of Muscle Strength and Mass Adaptations Between High-Load Resistance Training Versus Low-Load Resistance Training Associated with Blood-Flow Restriction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 48(2), 361–378.
<https://doi.org/10.1007/s40279-017-0795-y>
- Loenneke, J. P., Abe, T., Wilson, J. M., Ugrinowitsch, C., & Bembien, M. G. (2012). Blood Flow Restriction: How Does It Work? *Frontiers in Physiology*, 3.
<https://doi.org/10.3389/fphys.2012.00392>
- Loenneke, J. P., Fahs, C. A., Wilson, J. M., & Bembien, M. G. (2011). Blood flow restriction: The metabolite/volume threshold theory. *Medical Hypotheses*, 77(5), 748–752. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2011.07.029>
- Loenneke, J. P., Wilson, G. J., & Wilson, J. M. (2010). A Mechanistic Approach to Blood Flow Occlusion. *International Journal of Sports Medicine*, 31(01), 1–4.
<https://doi.org/10.1055/s-0029-1239499>
- Patterson, S. D., Hughes, L., Warmington, S., Burr, J., Scott, B. R., Owens, J., Abe, T., Nielsen, J. L., Libardi, C. A., Laurentino, G., Neto, G. R., Brandner, C., Martin-Hernandez, J., & Loenneke, J. (2019). Blood Flow Restriction Exercise: Considerations of Methodology, Application, and Safety. *Frontiers in Physiology*, 10, 533. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00533>
- Pearson, S. J., & Hussain, S. R. (2015). A Review on the Mechanisms of Blood-Flow Restriction Resistance Training-Induced Muscle Hypertrophy. *Sports Medicine*, 45(2), 187–200. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0264-9>
- Pişkin, N. E., Yavuz, G., Aktuğ, Z. B., Aldhahi, M. I., Al-Mhanna, S. B., & Güllü, M. (2024). The Effect of Combining Blood Flow Restriction with the Nordic

- Hamstring Exercise on Hamstring Strength: Randomized Controlled Trial. *Journal of Clinical Medicine*, 13(7), 2035. <https://doi.org/10.3390/jcm13072035>
- Rolnick, N., Kimbrell, K., Cerqueira, M. S., Weatherford, B., & Brandner, C. (2021). Perceived Barriers to Blood Flow Restriction Training. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 2, 697082. <https://doi.org/10.3389/fresc.2021.697082>
- Sale D. G. (1988). Neural adaptation to resistance training. *Medicine and science in sports and exercise*, 20(5 Suppl), S135–S145. <https://doi.org/10.1249/00005768-198810001-00009>
- Sato, Y. (2005). The history and future of KAATSU Training. *International Journal of KAATSU Training Research*, 1(1), 1–5. <https://doi.org/10.3806/ijktr.1.1>
- Schoenfeld, B. J. (2010). The Mechanisms of Muscle Hypertrophy and Their Application to Resistance Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(10), 2857–2872. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e840f3>
- Schoenfeld, B. J. (2013). Potential Mechanisms for a Role of Metabolic Stress in Hypertrophic Adaptations to Resistance Training. *Sports Medicine*, 43(3), 179–194. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0017-1>
- Schoenfeld, B. J., Grgic, J., Ogborn, D., & Krieger, J. W. (2017). Strength and Hypertrophy Adaptations Between Low- vs. High-Load Resistance Training: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(12), 3508–3523. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002200>
- Scott, B. R., Loenneke, J. P., Slattery, K. M., & Dascombe, B. J. (2016). Blood flow restricted exercise for athletes: A review of available evidence. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(5), 360–367. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.04.014>
- Škarabot, J., Brownstein, C. G., Casolo, A., Del Vecchio, A., & Ansdell, P. (2021). The knowns and unknowns of neural adaptations to resistance training. *European*

- Journal of Applied Physiology*, 121(3), 675–685. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04567-3>
- Slysz, J., Stultz, J., & Burr, J. F. (2016). The efficacy of blood flow restricted exercise: A systematic review & meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(8), 669–675. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.09.005>
- Suchomel, T. J., Nimphius, S., & Stone, M. H. (2016). The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. *Sports Medicine*, 46(10), 1419–1449. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0486-0>
- Takarada, Y., Nakamura, Y., Aruga, S., Onda, T., Miyazaki, S., & Ishii, N. (2000). Rapid increase in plasma growth hormone after low-intensity resistance exercise with vascular occlusion. *Journal of Applied Physiology*, 88(1), 61–65. <https://doi.org/10.1152/jappl.2000.88.1.61>
- Teixeira, E. L., Barroso, R., Silva-Batista, C., Laurentino, G. C., Loenneke, J. P., Roschel, H., Ugrinowitsch, C., & Tricoli, V. (2018). Blood flow restriction increases metabolic stress but decreases muscle activation during high-load resistance exercise. *Muscle & Nerve*, 57(1), 107–111. <https://doi.org/10.1002/mus.25616>
- Teixeira, E. L., Ugrinowitsch, C., De Salles Painelli, V., Silva-Batista, C., Aihara, A. Y., Cardoso, F. N., Roschel, H., & Tricoli, V. (2021). Blood Flow Restriction Does Not Promote Additional Effects on Muscle Adaptations When Combined With High-Load Resistance Training Regardless of Blood Flow Restriction Protocol. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 35(5), 1194–1200. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003965>
- Wang, J., Fu, H., QiangZhang, Zhang, M., & Fan, Y. (2022). Effect of Leg Half-Squat Training With Blood Flow Restriction Under Different External Loads on Strength and Vertical Jumping Performance in Well-Trained Volleyball Players.

Dose-Response, 20(3), 15593258221123673.

<https://doi.org/10.1177/15593258221123673>

Wernbom, M., & Aagaard, P. (2020). Muscle fibre activation and fatigue with low-load blood flow restricted resistance exercise—An integrative physiology review.

Acta Physiologica, 228(1), e13302. <https://doi.org/10.1111/apha.13302>

West, D. W. D., & Phillips, S. M. (2010). Anabolic Processes in Human Skeletal Muscle: Restoring the Identities of Growth Hormone and Testosterone. *The Physician and Sportsmedicine*, 38(3), 97–104.

<https://doi.org/10.3810/psm.2010.10.1814>

Wilk, M., Krzysztofik, M., Filip, A., Zajac, A., Bogdanis, G. C., & Lockie, R. G.

(2022). Short-Term Blood Flow Restriction Increases Power Output and Bar Velocity During the Bench Press. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 36(8), 2082–2088. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003649>

Yasuda, T., Meguro, M., Sato, Y., & Nakajima, T. (2017). Use and safety of KAATSU training: Results of a national survey in 2016. *International Journal of KAATSU Training Research*, 13(1), 1–9. <https://doi.org/10.3806/ijktr.13.1>

Ce mémoire examine les paradigmes de l'adaptation neuromusculaire à travers l'étude du High-Load Blood Flow Restriction (HL-BFR). L'objectif central est de déterminer si la synergie entre une tension mécanique élevée ($\geq 70\%$ 1-RM) et un stress métabolique systémique permet d'outrepasser les limites adaptatives des méthodes conventionnelles.

S'appuyant sur une revue narrative de la littérature, ce travail confronte le HL-BFR aux standards de l'entraînement à charge élevée (HL-RT) et à faible charge avec occlusion (LL-BFR). Les résultats mettent en évidence la primauté de la tension mécanique dans le développement de la force maximale : si le HL-BFR s'avère statistiquement supérieur au LL-BFR, il ne démontre pas d'avantage supplémentaire face au HL-RT, suggérant l'existence d'un seuil de saturation des processus de mécanotransduction. Concernant l'hypertrophie, l'équivalence des gains entre les modalités souligne une convergence des voies de signalisation anabolique malgré des stimuli initiaux distincts. Enfin, l'étude révèle que la fatigue métabolique induite par l'occlusion peut altérer le taux de développement de la force (RFD), limitant ainsi l'intérêt du HL-BFR pour la puissance explosive.

Loin d'être une simple alternative technique, le HL-BFR s'impose comme une stratégie de modulation de l'homéostasie neuromusculaire. Il offre un levier clinique et sportif majeur pour maintenir un stimulus de haute intensité tout en minimisant les contraintes structurelles, ouvrant de nouvelles perspectives en réathlétisation et en gestion de la charge d'entraînement.