

Un pic d'EMG n'est pas une preuve de force ou d'hypertrophie

2026/2027

Sommaire

EMG, IRM et classement des exercices du membre inférieur	3
Pourquoi un signal élevé ne prouve ni plus de force ni plus d'hypertrophie.....	3
Article de fond sur les ischio-jambiers et les muscles fessiers.....	3
Résumé.....	3
1. La question centrale : que mesure réellement l'outil ?	4
Quatre réalités souvent confondues.....	4
EMG, activation et force ne sont pas trois mots pour la même chose.....	4
2. Pourquoi les ischio-jambiers sont un modèle particulièrement exigeant	5
Les données aiguës montrent une répartition, pas une hiérarchie universelle.....	5
3. Les principales failles de l'EMG dans les classements d'exercices	6
3.1 Une amplitude n'est pas un comptage des unités motrices	6
3.2 Les électrodes n'observent pas tout le muscle	6
3.3 La zone d'innervation et la géométrie changent pendant le mouvement.....	7
3.4 La normalisation ne transforme pas l'EMG en mesure absolue	7
3.5 La fatigue dissocie le signal et la performance mécanique.....	7
3.6 Le choix du paramètre EMG fabrique parfois le classement.....	7
4. L'IRM fonctionnelle post-exercice : plus riche spatialement, mais pas une mesure directe de force	8
4.1 Ce que mesure le T2 post-exercice	8
4.2 L'exemple de l'IRM des ischio-jambiers	8
4.3 L'IRM et l'EMG peuvent diverger	9
4.4 Les seuils T2 et le problème du timing	9
5. Le paragraphe indispensable : les extrapolations vers la « force produite »	10
5.1 « Force de l'exercice » : une expression trop vague.....	10
5.2 Ce que montrent les modèles sur les ischio-jambiers.....	11
5.3 Les modèles ne sont pas la vérité cachée du muscle.....	11
6. Le cas des fessiers : un exemple direct de dissociation entre EMG et hypertrophie	12

7. Les études longitudinales montrent que l'adaptation est spécifique, mais pas toujours comme prévu	13
7.1 Nordic et stiff-leg deadlift : hypertrophie régionale et transfert limité	13
7.2 Longueur musculaire : intérêt réel, causalité encore difficile à isoler	13
7.3 L'architecture ne se déduit pas de l'EMG	14
8. Les failles analytiques principales dans les articles de classement.....	14
8.1 Le glissement de l'aigu vers le chronique.....	14
8.2 Le proxy devient le résultat.....	15
8.3 La comparaison de muscles différents.....	15
8.4 Le classement par une seule variable.....	15
8.5 L'oubli des différences de protocole.....	15
8.6 La confusion entre différence statistique et importance pratique	16
8.7 L'extrapolation à une autre population	16
9. Ce que chaque méthode permet réellement d'affirmer.....	16
10. Une comparaison rigoureuse des outils	17
11. Ce qu'une étude réellement solide devrait mesurer	18
Pour une question d'excitation musculaire	18
Pour une question de force interne	18
Pour une question d'hypertrophie	18
Pour une question de transfert de force.....	18
12. Formulations à corriger dans les articles et les vidéos.....	19
13. Grille de lecture avant de reprendre une conclusion	19
Conclusion	20
References	21

EMG, IRM et classement des exercices du membre inférieur

Pourquoi un signal élevé ne prouve ni plus de force ni plus d'hypertrophie

Article de fond sur les ischio-jambiers et les muscles fessiers

Résumé

Les classements d'exercices du membre inférieur fondés sur l'électromyographie de surface se multiplient dans les articles appliqués, les formations et les contenus diffusés sur les réseaux sociaux. Le schéma est souvent identique : plusieurs exercices sont comparés, un muscle présente une amplitude EMG plus élevée dans l'un d'eux, puis cette différence est transformée en conclusion sur la force, la tension mécanique, l'hypertrophie ou la supériorité générale de l'exercice.

Ce raisonnement comporte une erreur de niveau de preuve. L'EMG renseigne principalement sur un signal électrique local. Il ne mesure pas directement la force individuelle d'un muscle, le travail mécanique, la tension passive, la puissance, la fatigue totale ou l'hypertrophie à long terme. L'IRM fonctionnelle post-exercice fournit une cartographie spatiale et métabolique plus complète, mais son signal T2 ne constitue pas davantage une mesure directe de force. Les modèles neuromusculosquelettiques peuvent estimer les forces internes, mais leurs résultats dépendent d'hypothèses anatomiques, mécaniques et d'optimisation.

Les études consacrées aux ischio-jambiers et aux fessiers montrent que les exercices peuvent effectivement produire des profils d'excitation, de force modélisée, de longueur musculaire et d'hypertrophie différents. Elles montrent aussi que ces profils ne sont pas interchangeables. Un exercice peut produire une EMG élevée mais une force musculaire estimée modeste ; un autre peut produire une force excentrique élevée avec une EMG relativement basse ; deux exercices peuvent générer des amplitudes EMG très différentes puis une hypertrophie gluteale similaire. La seule conclusion solide est donc toujours liée à la mesure réellement effectuée.

Le problème n'est pas l'utilisation de l'EMG ou de l'IRM. Le problème est l'extrapolation : passer d'une réponse aiguë à une adaptation chronique, d'un signal électrique à une force interne, d'une force estimée à une force mesurée, ou d'une différence régionale à un classement universel. Une vidéo peut être courte ; l'inférence scientifique ne doit pas être raccourcie.

1. La question centrale : que mesure réellement l'outil ?

Quatre réalités souvent confondues

Dans l'analyse des exercices, plusieurs niveaux doivent être distingués :

Niveau	Définition	Exemple de mesure	Ce que cela permet d'étudier	Ce que cela ne prouve pas seul
Excitation électrique	Signal lié à la dépolarisation et à l'activité des unités motrices détectées	EMG de surface	Timing et amplitude relative du signal	Force interne ou hypertrophie
Réponse métabolique	Modification de l'eau, du pH, de la perfusion et des relaxations MR après l'effort	T2 ou R2 post-exercice	Distribution spatiale de l'utilisation musculaire	Force instantanée ou croissance future
Demande mécanique	Force, couple, longueur, vitesse et déformation des tissus	Dynamométrie, cinématique, cinétique, modèle	Estimation de la charge interne	Mesure directe de chaque force musculaire
Adaptation chronique	Modification structurelle ou fonctionnelle après entraînement	IRM, volume, section, architecture, 1 RM, MVC	Hypertrophie ou gain de force dans une tâche définie	Supériorité universelle d'un exercice

Ces grandeurs sont physiologiquement liées, mais elles ne sont pas synonymes. La confusion devient particulièrement problématique pour les muscles bi-articulaires des membres inférieurs, comme le biceps fémoral long, le semi-tendineux et le semi-membraneux, dont la force dépend simultanément de la hanche, du genou, de la longueur musculaire, de la vitesse et des propriétés élastiques.

EMG, activation et force ne sont pas trois mots pour la même chose

L'amplitude EMG dépend du nombre d'unités motrices actives, de leur fréquence de décharge, de la taille de leurs potentiels d'action, de leur synchronisation et de la façon dont le signal est capté par les électrodes (Suzuki et al. 2002). Le signal est donc une information électrique filtrée par la peau, le tissu adipeux, la géométrie des fibres et le dispositif d'enregistrement.

La force musculaire est une grandeur mécanique. Elle dépend de l'activation, mais aussi de la relation force-longueur, de la relation force-vitesse, de l'historique de contraction, de l'architecture du muscle, de la tension passive et de la contribution du tendon et des aponévroses. Une amplitude EMG plus forte peut donc accompagner une force plus forte, mais cette relation n'est ni constante ni universelle.

La revue de Vigotsky et collaborateurs rappelle que l'EMG de surface est plus correctement décrit comme un indicateur d'excitation que comme une mesure directe de l'état contractile du muscle ou de la force produite (Vigotsky, Halperin, et al. 2017). Dans les conditions dynamiques et fatigantes, l'amplitude ne permet notamment pas de déduire directement le recrutement des unités motrices (Vigotsky, Beardsley, et al. 2017).

2. Pourquoi les ischio-jambiers sont un modèle particulièrement exigeant

Les ischio-jambiers ne constituent pas un bloc homogène. Le biceps fémoral long, le biceps fémoral court, le semi-tendineux et le semi-membraneux présentent des fonctions, des architectures, des bras de moment et des rôles bi-articulaires différents.

Un exercice peut privilégier la flexion du genou, l'extension de hanche ou une combinaison des deux. Il peut être réalisé avec les hanches fléchies ou étendues, les genoux tendus ou fléchis, avec une charge externe ou principalement avec le poids du corps. Ces modifications changent simultanément la longueur musculaire, le bras de moment, la vitesse, la tension passive et la répartition de la demande entre les chefs musculaires.

Il est donc insuffisant d'écrire qu'un mouvement « active les ischio-jambiers ». Il faut préciser :

- quel muscle ou quelle portion est étudié ;
- à quelle articulation il agit ;
- dans quelle phase du mouvement ;
- à quelle longueur musculaire ;
- avec quelle vitesse et quelle charge ;
- avec quelle mesure de l'activité ou de la force ;
- et avec quel niveau de fatigue.

Les données aiguës montrent une répartition, pas une hiérarchie universelle

Bourne et collaborateurs ont comparé dix exercices de renforcement des ischio-jambiers par EMG, puis ont examiné deux exercices avec une IRM fonctionnelle. L'extension de hanche à 45° présentait un rapport biceps fémoral sur ischio-jambiers médiaux plus élevé que le Nordic, tandis que le Nordic favorisait davantage le semi-tendineux dans l'analyse T2 (Bourne et al. 2016).

Ces résultats soutiennent une hypothèse de sélectivité aiguë : l'extension de hanche et le Nordic ne distribuent pas la réponse de la même manière. Ils ne démontrent pas que l'extension de hanche produit davantage de force totale, plus d'hypertrophie du biceps fémoral long ou une meilleure adaptation générale. Les auteurs eux-mêmes rappellent que l'activité électrique et métabolique ne doit pas être le seul critère pour juger la charge musculaire et que la pertinence chronique de cette sélectivité reste à établir (Bourne et al. 2016).

Dans une étude utilisant la haute densité EMG, Hegyi et collaborateurs ont observé des différences intermusculaires et régionales entre le biceps fémoral long et le semi-tendineux selon neuf exercices. L'extension de hanche à 45° était le seul exercice à présenter une légère dominance du biceps fémoral long, alors que plusieurs exercices de flexion du genou ou de pont sollicitaient davantage le semi-tendineux (Hegyi et al. 2018).

La haute densité EMG améliore la résolution spatiale par rapport à une paire d'électrodes, mais elle ne transforme pas l'EMG en mesure de force. Elle reste sensible au déplacement du muscle sous la peau, au cross-talk et à la nécessité de normaliser le signal par une contraction de référence. La conclusion prudente est que les exercices présentent des profils régionaux d'excitation différents, pas qu'un classement d'hypertrophie ou de force est déjà établi.

3. Les principales failles de l'EMG dans les classements d'exercices

3.1 Une amplitude n'est pas un comptage des unités motrices

L'amplitude EMG est souvent commentée comme si elle indiquait directement le nombre d'unités motrices recrutées. Cette interprétation est particulièrement fragile pendant les séries dynamiques et fatigantes.

Une augmentation du signal peut résulter de plusieurs phénomènes : recrutement d'unités motrices, augmentation de la fréquence de décharge, synchronisation, modification de la vitesse de conduction, élargissement des potentiels d'action sous l'effet de la fatigue ou changement de géométrie entre les fibres et les électrodes. Ces mécanismes ne peuvent pas être séparés par la seule amplitude (Vigotsky, Beardsley, et al. 2017).

Pendant une série réalisée jusqu'à l'échec, les conditions mécaniques et neurophysiologiques changent à chaque répétition. Un signal élevé en fin de série peut traduire une compensation pour maintenir le mouvement alors que la capacité de production mécanique diminue. Il ne signifie pas nécessairement que le muscle produit davantage de force utile.

3.2 Les électrodes n'observent pas tout le muscle

L'EMG de surface échantillonne une zone superficielle et limitée. Il ne donne pas accès de façon équivalente aux régions profondes, aux portions éloignées des électrodes ou à l'ensemble des territoires de fibres d'un muscle penné.

Dans les ischio-jambiers, cette limite est importante puisque le biceps fémoral court est profond et que les chefs musculaires sont proches les uns des autres. Un signal mesuré sur le biceps fémoral long peut être contaminé par des muscles voisins, tandis qu'une région profonde peut être sous-représentée ou invisible.

La haute densité EMG réduit une partie de ce problème, mais elle ne le supprime pas. Elle améliore la cartographie du signal capté en surface ; elle ne mesure pas directement les forces des structures profondes ni la tension des tendons.

3.3 La zone d'innervation et la géométrie changent pendant le mouvement

La position des électrodes par rapport à la zone d'innervation influence l'amplitude, la fréquence et la vitesse de conduction. Pendant une flexion de hanche ou une flexion de genou, le muscle se déplace et se déforme sous la peau. La zone d'innervation peut alors se rapprocher des électrodes et produire une modification du signal qui ressemble à un changement d'activation (Mesin et al. 2009).

Le problème est amplifié lorsque deux exercices sont biomécaniquement très différents. La différence observée peut provenir en partie de la physiologie et en partie de la géométrie de détection.

3.4 La normalisation ne transforme pas l'EMG en mesure absolue

Les résultats sont souvent exprimés en pourcentage de MVIC ou de MVC. Cette normalisation facilite certaines comparaisons, mais elle dépend de la qualité de la contraction maximale, de l'angle articulaire, de la familiarisation, de la douleur, de la fatigue et de la position du muscle.

Une contraction isométrique maximale au genou ne constitue pas nécessairement une référence adaptée à un exercice dynamique d'extension de hanche. Une référence obtenue en position courte ne représente pas forcément le comportement du muscle en position longue. Une valeur exprimée à 120 % de MVIC n'indique pas que le muscle produit 120 % de sa force maximale dans le mouvement étudié ; elle indique seulement que le signal dynamique dépasse la valeur enregistrée lors de la contraction de référence.

Clarys et collaborateurs soulignent que les conditions dynamiques peuvent produire des amplitudes supérieures à la référence statique et que la relation entre EMG intégré et force devient dépendante du muscle, de l'angle et de la fatigue (Clarys et al. 2010).

3.5 La fatigue dissocie le signal et la performance mécanique

Pendant une série, le muscle peut augmenter son excitation afin de maintenir le couple alors que ses propriétés contractiles se dégradent. Dans un protocole de squat à visée hypertrophique, l'activité électrique augmentait au fil des répétitions tandis que la puissance diminuait. Après la séance, la force isométrique diminuait sans changement équivalent de l'activité EMG (Smilios et al. 1998).

Il est donc méthodologiquement incorrect de prendre le pic EMG comme équivalent du pic de force sans préciser la phase, l'angle, la vitesse et l'état de fatigue.

3.6 Le choix du paramètre EMG fabrique parfois le classement

Le classement peut changer selon que l'analyse porte sur :

- le pic instantané ;
- la moyenne sur toute la répétition ;
- la moyenne sur la phase concentrique ;
- la moyenne sur la phase excentrique ;
- l'intégrale du signal ;
- les dernières répétitions ;
- la moyenne de plusieurs séries ;
- ou une fenêtre arbitraire autour d'un angle donné.

Un exercice peut être supérieur sur un pic de courte durée et inférieur sur l'activité intégrée de toute la série. Une conclusion qui ne précise pas le paramètre choisi laisse croire que « l'activation » est une grandeur unique alors qu'il s'agit d'une famille de résumés statistiques différents.

4. L'IRM fonctionnelle post-exercice : plus riche spatialement, mais pas une mesure directe de force

4.1 Ce que mesure le T2 post-exercice

L'IRM fonctionnelle musculaire exploite notamment les variations de T2 ou de R2 après une tâche. Ces variations reflètent des modifications de l'eau musculaire, du métabolisme, du pH, de la perfusion et des compartiments intra- et extracellulaires (Cagnie et al. 2011).

L'IRM fonctionnelle offre un avantage majeur sur l'EMG de surface : elle peut analyser plusieurs muscles, les portions profondes et les distributions régionales sans cross-talk entre électrodes. Elle ne possède cependant pas la résolution temporelle de l'EMG et ne suit pas directement chaque contraction.

Le T2 est donc une réponse physiologique post-exercice. Il peut varier avec la quantité de travail, l'intensité, la durée, le mode de contraction et le délai de récupération, mais il ne donne pas directement la force produite à chaque instant.

4.2 L'exemple de l'IRM des ischio-jambiers

Mendez-Villanueva et collaborateurs ont comparé quatre exercices chez des footballeurs de haut niveau : leg curl inertiel, Nordic hamstring, soulevé de terre avec ceinture russe et extension de hanche à poulie conique. L'IRM était réalisée dans les minutes suivant quatre séries de huit répétitions (Mendez-Villanueva et al. 2016).

Les réponses T2 différaient selon l'exercice et la région. Le leg curl inertiel produisait une réponse importante dans plusieurs régions du biceps fémoral et du semi-tendineux. Le Nordic montrait une réponse marquée du biceps fémoral court et du semi-tendineux. Le soulevé de terre mobilisait plusieurs chefs, tandis que l'extension de hanche présentait un profil plus proximal.

Ces résultats sont utiles pour décrire l'utilisation métabolique régionale des muscles. Ils ne constituent pas un classement de force, de tension mécanique ou d'hypertrophie. Les auteurs rappellent que le T2 ne tient pas compte de la contribution des tendons et des structures élastiques à la production de force (Mendez-Villanueva et al. 2016).

Chez des femmes, Messer et collaborateurs ont également comparé l'extension de hanche à 45° et le Nordic par IRM fonctionnelle. Les deux exercices recrutaient fortement le semi-tendineux, mais l'extension de hanche présentait un rapport biceps fémoral long sur semi-tendineux supérieur (Messer et al. 2018). La petite taille de l'échantillon, la différence de vitesse et d'excursion musculaire entre les exercices empêchaient de comparer simplement la magnitude absolue des réponses T2 (Messer et al. 2018).

La conclusion correcte est donc :

Les exercices présentent des profils régionaux différents de réponse métabolique des ischio-jambiers.

La conclusion non démontrée serait :

L'exercice présentant le T2 le plus élevé produit nécessairement davantage de force ou d'hypertrophie.

4.3 L'IRM et l'EMG peuvent diverger

Ono et collaborateurs ont étudié le stiff-leg deadlift avec EMG et IRM fonctionnelle. L'EMG indiquait une activité élevée du biceps fémoral long et du semi-membraneux, alors que l'augmentation aiguë de T2 était significative principalement pour le semi-membraneux (Ono et al. 2010).

Cette divergence ne signifie pas qu'une méthode est « fausse ». Elle rappelle que les deux méthodes ne mesurent pas la même chose. L'EMG est sensible à l'excitation électrique enregistrée localement ; le T2 dépend de la réponse métabolique et hydrique du tissu. Une activité électrique élevée ne garantit pas une réponse T2 proportionnelle, et une réponse T2 élevée ne fournit pas une mesure de force individuelle.

L'étude rapporte également des modifications retardées de la section du semi-membraneux après l'exercice. Une section plus grande quelques jours après une séance ne doit pas être automatiquement appelée hypertrophie : une modification aiguë peut refléter des déplacements de liquide, une réponse inflammatoire ou un gonflement tissulaire (Ono et al. 2010).

4.4 Les seuils T2 et le problème du timing

Les cartes T2 reposent souvent sur un seuil définissant une région considérée comme « activée ». Le choix du seuil implique un compromis entre sensibilité et spécificité. Un seuil bas détecte

d'avantage de régions mais augmente le risque de faux positifs ; un seuil élevé limite les faux positifs mais peut manquer une activité faible (Takamori et al. 2018).

La réponse dépend aussi du délai entre la fin de l'exercice et l'acquisition, de la force du champ magnétique, de la séquence utilisée, de la présence de graisse, de la résolution spatiale et de la position du membre. Une étude réalisée avec un protocole donné ne permet donc pas d'appliquer automatiquement le même seuil à une autre machine ou à un autre muscle.

5. Le paragraphe indispensable : les extrapolations vers la « force produite »

La phrase « cet exercice produit plus de force parce que l'EMG est plus élevée » est généralement une extrapolation non démontrée. L'EMG ne fournit ni la force, ni le bras de moment, ni la longueur du muscle, ni la vitesse de contraction, ni la contribution des tendons. Or la force musculaire ne se déduit pas d'un signal électrique isolé. À une articulation, le couple net dépend de la somme des moments produits par plusieurs muscles agonistes, antagonistes et synergistes. Pour un exercice donné, il faut connaître la cinématique, les forces externes, les bras de moment, la géométrie musculotendineuse, la longueur des fibres, la vitesse et les propriétés force-longueur-force-vitesse. Même avec ces informations, la distribution de la force entre muscles reste un problème redondant : plusieurs combinaisons de forces peuvent produire le même couple articulaire (Schellenberg et al. 2015). Le travail mécanique lui-même doit être calculé à partir d'une force et d'un déplacement, par exemple $W = \int \tau(\theta) d\theta$, et non à partir d'une amplitude EMG. Une force modélisée n'est pas non plus une force mesurée directement : elle dépend d'une tension spécifique supposée, de paramètres anatomiques souvent génériques, d'une fonction d'optimisation, de la calibration et de la prise en compte plus ou moins complète de la co-contraction. Les modèles sont donc précieux pour estimer des tendances mécaniques, mais leurs sorties doivent être présentées comme des estimations conditionnelles et non comme des mesures absolues de la force réelle produite par chaque muscle.

5.1 « Force de l'exercice » : une expression trop vague

Lorsqu'un article affirme qu'un exercice produit davantage de force, il faut demander de quelle force il s'agit :

- force externe appliquée à une charge ou à une plateforme ;
- couple net mesuré à une articulation ;
- force musculaire individuelle estimée par modèle ;
- force du tendon ;
- force fasciculaire ;
- force maximale dans une répétition ;
- force moyenne sur une phase ;
- impulsion de force ;
- ou travail total sur la série.

Ces variables peuvent évoluer dans des directions différentes. Une charge identique peut produire un couple articulaire différent selon le bras de levier. Un couple articulaire identique peut être réparti entre plusieurs muscles selon la posture. Une force de pointe élevée peut être très brève et ne pas représenter la force moyenne sur toute la répétition.

5.2 Ce que montrent les modèles sur les ischio-jambiers

Van Hooren et collaborateurs ont comparé le Nordic, le single-leg Roman chair hold et le single-leg deadlift avec un modèle musculosquelettique et une mesure échographique du biceps fémoral long (Hooren et al. 2022). Le Nordic présentait souvent des forces de pointe élevées pour plusieurs fléchisseurs du genou, tandis que le deadlift produisait une longueur fasciculaire plus importante et des forces moyennes différentes selon le muscle. Le deadlift produisait aussi une force élevée du grand fessier, supérieure à celle observée dans le Nordic et le Roman chair hold (Hooren et al. 2022).

Ces résultats illustrent une leçon essentielle : le pic de force, la force moyenne, la longueur fasciculaire et l'activité électrique ne donnent pas le même classement. Dans le Nordic, certaines forces de pointe élevées coïncidaient avec une activation EMG relativement basse, notamment pendant la phase excentrique. Une interprétation possible est que les propriétés mécaniques des muscles en allongement permettent de produire une force élevée sans excitation maximale (Hooren et al. 2022).

Il faut toutefois conserver la réserve méthodologique : les forces étaient estimées par modèle et non mesurées directement dans chaque muscle. Le modèle simplifiait certaines articulations, dépendait de paramètres anatomiques et l'échographie ne couvrait pas toujours toute la longueur fasciculaire. Ces limites ne rendent pas les résultats inutiles ; elles imposent de parler de forces estimées et de tendances mécaniques sous hypothèses.

Une étude plus récente comparant la course et des exercices excentriques a également montré des profils distincts de force et d'allongement. Le Romanian deadlift et le pont unilatéral produisaient des combinaisons élevées de force et d'allongement pour plusieurs chefs, alors que le hip thrust présentait des demandes de force et d'allongement plus faibles dans les conditions étudiées (Breed et al. 2026). L'EMG ne pouvait pas, à lui seul, reproduire ces différences puisqu'il ne tient pas directement compte de la tension passive, de la longueur et des propriétés force-vitesse.

5.3 Les modèles ne sont pas la vérité cachée du muscle

Les modèles neuromusculosquelettiques sont indispensables parce que la force de chaque muscle est difficile à mesurer in vivo. Ils permettent de combiner cinématique, forces externes, anatomie et EMG. Ils résolvent cependant un problème inverse : ils partent de mesures extérieures et calculent une solution interne parmi plusieurs solutions possibles.

Les principales sources d'incertitude sont :

- la géométrie musculaire et les bras de moment ;

- les volumes et longueurs fasciculaires ;
- la tension spécifique attribuée au muscle ;
- la longueur de repos du tendon ;
- les propriétés force-longueur et force-vitesse ;
- le choix de la fonction d'optimisation ;
- la co-contraction des antagonistes ;
- les forces de contact et les forces exercées par le matériel ;
- les erreurs de capture du mouvement ;
- la calibration du modèle par EMG.

La revue de Schellenberg et collaborateurs rappelle que les modèles sont confrontés à la redondance musculaire, à l'absence de mesure directe de référence et aux simplifications anatomiques (Schellenberg et al. 2015). Une estimation cohérente avec le couple articulaire global n'est donc pas nécessairement la seule répartition possible des forces entre le biceps fémoral, le semi-tendineux, le semi-membraneux et les autres muscles.

6. Le cas des fessiers : un exemple direct de dissociation entre EMG et hypertrophie

L'étude de Plotkin et collaborateurs est particulièrement importante parce qu'elle a mesuré à la fois l'EMG aigu et l'adaptation morphologique à long terme (Plotkin et al. 2023). Trente-quatre adultes non entraînés ont suivi neuf semaines d'entraînement avec hip thrust ou back squat, à volume de séries comparable et jusqu'à l'échec volontaire.

Lors de la première séance, le hip thrust produisait une amplitude EMG gluteale supérieure au squat dans les régions analysées. Pourtant, après neuf semaines, l'augmentation de la section musculaire du grand fessier était similaire entre les deux groupes à tous les sites étudiés (Plotkin et al. 2023).

Cette étude ne démontre pas que l'EMG est inutile. Elle montre qu'une différence aiguë d'EMG ne suffit pas pour prédire une différence d'hypertrophie. Elle montre aussi que les exercices peuvent produire des adaptations différentes dans d'autres muscles : le squat favorisait davantage les quadriceps et les adducteurs, tandis que les gains de force étaient plus importants dans l'exercice directement entraîné (Plotkin et al. 2023).

Ce résultat rappelle deux principes :

1. un exercice peut être choisi pour sa distribution musculaire sans être supérieur pour la croissance totale du muscle ciblé ;
2. le gain de force dans un exercice dépend fortement de la spécificité de la tâche et de la pratique du mouvement.

La méta-analyse récente de Krause Neto et collaborateurs confirme que plusieurs modalités – squats, hip thrusts, presses, extensions de hanche et exercices combinés – peuvent favoriser l'hypertrophie du grand fessier, mais que les résultats varient selon la méthode de mesure, la région analysée, l'amplitude et le niveau des participants (Neto et al. 2025). Les auteurs

soulignent également l'hétérogénéité des études et le risque de biais lié aux descriptions insuffisamment détaillées de l'exécution.

Il est donc impossible de transformer la littérature en une phrase universelle du type « le hip thrust est le meilleur exercice pour les fessiers ». Une formulation plus exacte serait :

Le hip thrust et le squat peuvent tous deux augmenter la taille du grand fessier ; ils diffèrent toutefois dans la distribution des contraintes, les autres muscles sollicités, la spécificité des gains de force et les conditions d'exécution.

7. Les études longitudinales montrent que l'adaptation est spécifique, mais pas toujours comme prévu

7.1 Nordic et stiff-leg deadlift : hypertrophie régionale et transfert limité

Morin et collaborateurs ont comparé neuf semaines de Nordic hamstring et de stiff-leg deadlift chez des adultes non entraînés en résistance (Morin et al. 2024). Les deux groupes ont progressé dans l'exercice entraîné. Le Nordic favorisait davantage l'hypertrophie du semi-tendineux, tandis que le stiff-leg deadlift favorisait davantage le semi-membraneux. L'hypertrophie totale des ischio-jambiers était présente dans les deux groupes, mais le transfert de force vers l'autre exercice était limité et ne semblait pas expliqué principalement par l'augmentation de volume musculaire (Morin et al. 2024).

Cette étude est importante pour trois raisons :

- l'hypertrophie peut être spécifique à l'exercice et à la fonction du muscle ;
- l'augmentation de taille ne garantit pas un transfert de force équivalent vers un autre mouvement ;
- la force gagnée dans un exercice dépend aussi de l'apprentissage, de la coordination et des adaptations neurales.

Elle contredit donc deux raccourcis fréquents : « le muscle qui présente le plus d'EMG sera le plus hypertrophié » et « le muscle qui hypertrophie le plus transférera automatiquement sa force à tous les exercices ».

7.2 Longueur musculaire : intérêt réel, causalité encore difficile à isoler

Maeo et collaborateurs ont comparé douze semaines de Nordic hamstring et d'entraînement excentrique en position allongée sur une machine de leg curl assis (Maeo et al. 2024). L'entraînement en position allongée produisait une hypertrophie plus importante des ischio-jambiers totaux, du biceps fémoral long et du semi-membraneux, tandis que le Nordic favorisait davantage le biceps fémoral court et certains muscles non extenseurs de hanche.

Ces résultats soutiennent l'idée d'une adaptation spécifique à la position et à la fonction musculaire. Ils ne permettent cependant pas d'attribuer toute la différence à la seule longueur musculaire. Les protocoles différaient aussi par le type de résistance, la présence d'une phase

concentrique, le caractère bilatéral ou unilatéral, la position articulaire et la progression de charge (Maeo et al. 2024).

Les revues sur l'entraînement à longueur musculaire élevée soulignent la même difficulté : longueur, amplitude, profil de résistance et travail total sont souvent confondus. Même la longueur fasciculaire est parfois estimée par extrapolation linéaire, sans mesure directe du nombre de sarcomères en série (Wolf et al. 2025).

7.3 L'architecture ne se déduit pas de l'EMG

Pincheira et collaborateurs ont étudié trois semaines d'entraînement Nordic avec une mesure de la longueur fasciculaire et de la longueur des sarcomères du biceps fémoral long (Pincheira et al. 2021). La longueur fasciculaire distale augmentait, mais l'estimation du nombre de sarcomères en série ne changeait pas significativement. L'allongement observé semblait donc davantage lié à l'allongement des sarcomères existants qu'à une sarcomérogenèse démontrée.

Cette étude montre qu'une adaptation architecturale possède plusieurs mécanismes possibles. L'EMG aigu ne peut pas distinguer :

- l'ajout de sarcomères en série ;
- l'allongement de sarcomères existants ;
- la modification de la compliance tendineuse ;
- le remodelage de l'aponévrose ;
- la modification de la matrice extracellulaire ;
- ou les changements de position fasciculaire.

Décrire un exercice comme « meilleur pour allonger le muscle » à partir d'une EMG élevée est donc une extrapolation excessive.

8. Les failles analytiques principales dans les articles de classement

8.1 Le glissement de l'aigu vers le chronique

Une séance d'EMG ou une IRM T2 post-exercice décrit une réponse aiguë. L'hypertrophie se construit sur des semaines ou des mois. Entre les deux interviennent le volume hebdomadaire, la répétition du stimulus, la proximité de l'échec, la récupération, la nutrition, le niveau d'entraînement, la longueur musculaire, la charge et la variabilité individuelle.

Vigotsky et collaborateurs décrivent cette extrapolation comme une chaîne de trois prémisses fragiles : l'EMG devrait refléter correctement l'excitation, l'excitation devrait refléter l'état contractile et cet état aigu devrait prédire l'hypertrophie chronique (Vigotsky et al. 2022). Or chacune de ces relations peut être rompue.

8.2 Le proxy devient le résultat

Un proxy est une mesure indirecte. Le problème apparaît lorsqu'il est présenté comme le résultat final :

- l'EMG devient la force ;
- le T2 devient le travail mécanique ;
- la longueur fasciculaire devient le nombre de sarcomères ;
- la section unique devient le volume total ;
- le volume devient automatiquement la force ;
- la congestion immédiate devient l'hypertrophie.

Une mesure ne doit jamais être nommée comme le phénomène qu'elle tente seulement d'approcher.

8.3 La comparaison de muscles différents

Comparer directement les amplitudes EMG du biceps fémoral long, du semi-tendineux et du semi-membraneux suppose que la mesure est équivalente entre muscles. Ce n'est pas garanti. Les muscles diffèrent par la profondeur, la taille, l'orientation des fibres, la zone d'innervation, la distance à la peau et le risque de cross-talk.

Un ratio entre deux muscles peut être utile dans un protocole précis, mais il ne constitue pas une échelle absolue de force ou de potentiel hypertrophique.

8.4 Le classement par une seule variable

Un exercice peut être favorable à la force de pointe, à la force moyenne, à l'allongement, à la tension à longueur élevée, à l'hypertrophie du biceps fémoral long, à l'hypertrophie du semi-tendineux, au grand fessier ou à la performance spécifique d'un mouvement. Il n'existe pas de classement unique sans objectif déclaré.

Le « meilleur exercice » doit toujours être remplacé par une formulation plus précise : meilleur selon quel critère, dans quelle phase, pour quel muscle, à quelle longueur, dans quelle population et pour quel résultat à long terme ?

8.5 L'oubli des différences de protocole

Deux exercices ne sont pas comparés proprement si diffèrent simultanément :

- la charge relative ;
- le nombre de répétitions ;
- la cadence ;
- l'amplitude ;
- la longueur musculaire ;
- la vitesse ;
- le mode de contraction ;

- la stabilité ;
- la fatigue préalable ;
- la proximité de l'échec ;
- le repos entre les séries ;
- la méthode de normalisation.

Une différence observée dans l'EMG peut alors être due à la combinaison de ces facteurs plutôt qu'à une « supériorité » intrinsèque de l'exercice.

8.6 La confusion entre différence statistique et importance pratique

Un résultat statistiquement significatif n'est pas nécessairement important pour la programmation. Une absence de significativité ne prouve pas non plus l'équivalence des exercices, surtout avec un petit échantillon.

Un classement sérieux doit présenter les tailles d'effet, les intervalles de confiance, l'erreur de mesure, la variabilité individuelle, les comparaisons multiples et la stabilité du rang. Les petits échantillons d'études aiguës ne permettent pas souvent de soutenir des classements définitifs.

8.7 L'extrapolation à une autre population

Les résultats obtenus chez six femmes récréativement actives, chez des hommes non entraînés ou chez des sportifs jeunes ne se transposent pas automatiquement à des sportifs experts, à des femmes entraînées, à des sujets blessés ou à des patients en rééducation.

Le niveau d'entraînement change la technique, la coordination, la tolérance à la fatigue, les stratégies de recrutement et l'ampleur des adaptations. Il doit être considéré comme une variable biologique déterminante.

9. Ce que chaque méthode permet réellement d'affirmer

Méthode	Conclusion défendable	Conclusion non démontrée
EMG de surface	Le signal était plus élevé dans ce muscle, cette phase et ces conditions	Le muscle a produit plus de force ou hypertrophiera davantage
Haute densité EMG	La distribution superficielle du signal diffère selon les régions ou les exercices	La force de chaque région profonde est connue
IRM T2 post-exercice	La réponse métabolique et hydrique était plus étendue ou plus importante	La tension mécanique exacte est mesurée
Modèle neuromusculosquelettique	Le modèle estime une demande de force supérieure sous certaines hypothèses	La force réelle de chaque muscle a été mesurée directement

Méthode	Conclusion défendable	Conclusion non démontrée
IRM anatomique longitudinale	Le volume ou la section a augmenté selon le protocole d'imagerie	La force ou la qualité contractile a nécessairement augmenté
1 RM ou MVC	La performance maximale a progressé dans la tâche testée	Toute la force du muscle ou son transfert général a augmenté

10. Une comparaison rigoureuse des outils

Outil	Résolution temporelle	Résolution spatiale	Signal principal	Limite majeure
EMG de surface	Élevée	Limitée et superficielle	Excitation électrique	Sensible à la géométrie, au cross-talk et à la normalisation
EMG haute densité	Élevée	Meilleure en surface	Distribution du signal électrique	Ne mesure pas directement les forces profondes
IRM fonctionnelle T2	Faible après la tâche	Élevée	Réponse métabolique et hydrique	Timing, seuils et dépendance au protocole
IRM anatomique	Faible	Très élevée, souvent tridimensionnelle	Volume, section, composition	Segmentation, posture, œdème et erreur de mesure
Modèle biomécanique	Dépend des données d'entrée	Muscle par muscle en théorie	Forces, longueurs et vitesses estimées	Redondance et hypothèses du modèle
Dynamométrie	Élevée	Articulaire ou globale	Couple ou force externe	Ne sépare pas toujours les muscles individuels

L'outil le plus sophistiqué n'est pas automatiquement le plus pertinent. La question scientifique doit déterminer la méthode. Une étude sur l'hypertrophie ne devrait pas être remplacée par une étude aiguë d'EMG simplement parce que cette dernière est plus rapide ou plus facile à filmer.

11. Ce qu'une étude réellement solide devrait mesurer

Pour une question d'excitation musculaire

Il faut contrôler le placement des électrodes, la zone d'innervation, le cross-talk, la normalisation, la phase analysée, la cadence et la fatigue. Les résultats doivent être présentés comme des amplitudes ou des profils d'excitation dans un protocole donné.

Pour une question de force interne

Il faut associer :

- capture du mouvement ;
- forces externes ;
- couples articulaires ;
- longueur et vitesse des muscles ;
- paramètres anatomiques individualisés ;
- EMG lorsqu'il est utile à la calibration ;
- validation et analyse de sensibilité du modèle ;
- description précise des hypothèses d'optimisation.

Les résultats doivent être rapportés comme des forces estimées, avec leurs limites, et non comme des mesures directes.

Pour une question d'hypertrophie

Il faut une intervention longitudinale suffisamment longue, une mesure morphologique directe et plusieurs sites d'analyse. L'IRM volumique est particulièrement informative, mais elle reste dépendante de la posture, de la segmentation et du délai post-exercice.

Il faut éviter les mesures immédiatement après une séance. Les déplacements de liquide et l'œdème peuvent augmenter temporairement la section ou l'épaisseur musculaire. Les études doivent standardiser le délai après la dernière séance et, lorsque cela est nécessaire, vérifier que la variation dépasse l'erreur de mesure.

L'analyse doit aussi tenir compte de l'hypertrophie régionale. Une section unique au milieu de la cuisse ne représente pas nécessairement l'évolution du muscle entier. Les méthodes d'imagerie montrent que le volume, la section, l'épaisseur et la surface des fibres ne progressent pas toujours de manière proportionnelle (Haun et al. 2019; Pons et al. 2018).

Pour une question de transfert de force

Il faut tester la force dans le mouvement entraîné et dans des mouvements non entraînés, avec des angles, des vitesses et des appareils clairement décrits. Un gain de 1 RM dans le Nordic ne doit pas être assimilé à une amélioration équivalente du stiff-leg deadlift ou du sprint.

Les études sur le Nordic, le stiff-leg deadlift, le squat et le hip thrust montrent que les gains sont souvent spécifiques à la tâche entraînée (Morin et al. 2024; Plotkin et al. 2023).

12. Formulations à corriger dans les articles et les vidéos

Formulation fréquente	Formulation rigoureuse
« Le Nordic est le meilleur exercice pour les ischio-jambiers »	« Le Nordic produit, dans ce protocole, un profil particulier de force, d'excitation et d'adaptation »
« Le hip thrust active davantage les fessiers, donc il les fait davantage grossir »	« Le hip thrust a produit une EMG gluteale aiguë plus élevée, sans hypertrophie supérieure au squat dans cette étude »
« Cette EMG prouve que le muscle produit plus de force »	« Cette EMG indique un signal électrique plus élevé ; la force doit être mesurée ou modélisée séparément »
« Le T2 montre que le muscle travaille davantage »	« Le T2 montre une réponse métabolique post-exercice plus importante ou plus étendue »
« Le muscle a pris du volume après la séance »	« La mesure de section a augmenté immédiatement ; un gonflement hydrique doit être exclu avant de parler d'hypertrophie »
« La force modélisée est la force réelle »	« Le modèle estime la force sous des hypothèses anatomiques et mécaniques explicites »
« Cet exercice protège mieux parce qu'il cible le biceps fémoral long »	« L'exercice cible davantage cette région dans les conditions étudiées ; l'effet chronique doit être démontré séparément »

13. Grille de lecture avant de reprendre une conclusion

1. Quelle variable a réellement été mesurée : EMG, T2, couple, force estimée, volume, section ou performance ?
2. La mesure est-elle aiguë ou longitudinale ?
3. Le terme « activation » désigne-t-il un signal électrique, une réponse métabolique ou une véritable mesure de l'état contractile ?
4. Les exercices ont-ils été comparés à longueur, amplitude, vitesse, charge, fatigue et proximité de l'échec comparables ?
5. Le placement des électrodes a-t-il été détaillé et contrôlé ?
6. La normalisation est-elle adaptée au muscle, à l'angle et à la tâche ?
7. Le paramètre EMG choisi est-il le pic, la moyenne, l'intégrale ou une fenêtre arbitraire ?
8. Les résultats montrent-ils une force mesurée ou seulement une force estimée ?
9. Le modèle indique-t-il ses hypothèses, sa calibration et son incertitude ?
10. La mesure d'hypertrophie couvre-t-elle plusieurs régions du muscle ?
11. Le délai après la dernière séance limite-t-il l'influence de l'œdème et des déplacements de liquide ?
12. Les résultats sont-ils accompagnés d'une erreur de mesure et d'intervalles de confiance ?
13. La conclusion reste-t-elle au niveau de preuve de l'étude ?

14. La vidéo ou l'article ajoute-t-il une conclusion absente des résultats originaux ?

Conclusion

L'EMG est un outil utile pour étudier le timing et l'excitation musculaire. L'IRM fonctionnelle est utile pour cartographier une réponse métabolique et régionale. L'IRM anatomique est utile pour documenter des changements de volume et de section. Les modèles biomécaniques sont utiles pour estimer les forces internes. La dynamométrie est utile pour mesurer une performance de force dans une tâche définie.

Aucun de ces outils ne permet, seul, de classer définitivement les exercices pour toutes les adaptations. Les études sur les ischio-jambiers montrent que le Nordic, le stiff-leg deadlift, l'extension de hanche, le leg curl, le Roman chair hold et les ponts peuvent produire des profils différents de force, d'allongement, d'excitation et d'hypertrophie (Bourne et al. 2016; Hooren et al. 2022; Maeo et al. 2024; Morin et al. 2024). Les études sur les fessiers montrent qu'un hip thrust peut générer davantage d'EMG aiguë qu'un squat sans produire davantage d'hypertrophie gluteale (Plotkin et al. 2023).

La rigueur consiste à conserver chaque variable à son niveau réel : un EMG reste un EMG, un T2 reste un T2, une force modélisée reste une estimation, un volume reste une mesure morphologique et une 1 RM reste une performance spécifique à une tâche.

La critique ne vise pas une profession. Elle vise une habitude de lecture : recopier un graphique sans vérifier la méthode, transformer un proxy en résultat, puis convertir une nuance scientifique en classement définitif et en vidéo spectaculaire.

Une vidéo peut être instagrammable. L'interprétation, elle, doit rester fidèle à ce que l'étude a réellement mesuré.

References

- Bourne, M., M. Williams, D. Opar, Aiman Al Najjar, G. Kerr, and A. Shield. 2016. "Impact of Exercise Selection on Hamstring Muscle Activation." *British Journal of Sports Medicine* 51 (May): 1021–28. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095739>.
- Breed, R., S. Hulm, J. Hickey, et al. 2026. "Hamstring Force and Stretch During Progressively Increasing Running Speeds and the Eccentric Phase of Resistance Training Exercises Commonly Used for Injury Prevention and Rehabilitation." *British Journal of Sports Medicine* 60 (February): 420–28. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2025-110847>.
- Cagnie, B., James M. Elliott, S. O'Leary, Roseline D'hooge, N. Dickx, and L. Danneels. 2011. "Muscle Functional MRI as an Imaging Tool to Evaluate Muscle Activity." *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 41 11 (November): 896–903. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3586>.
- Clarys, Jan Pieter, A. Scafoglieri, J. Tresignie, T. Reilly, and P. Van Roy. 2010. "Critical Appraisal and Hazards of Surface Electromyography Data Acquisition in Sport and Exercise." *Asian Journal of Sports Medicine* 1 (June): 69–80. <https://doi.org/10.5812/asjms.34868>.
- Haun, Cody T., C. Vann, Brandon M. Roberts, A. Vigotsky, B. Schoenfeld, and M. Roberts. 2019. "A Critical Evaluation of the Biological Construct Skeletal Muscle Hypertrophy: Size Matters but So Does the Measurement." *Frontiers in Physiology* 10 (March). <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00247>.
- Hegyi, A., D. Csala, A. Péter, T. Finni, and N. Cronin. 2018. "High-density Electromyography Activity in Various Hamstring Exercises." *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 29 (October): 34–43. <https://doi.org/10.1111/sms.13303>.
- Hooren, Bas van, B. Vanwanseele, S. Van Rossom, et al. 2022. "Muscle Forces and Fascicle Behavior During Three Hamstring Exercises." *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 32 (March): 997–1012. <https://doi.org/10.1111/sms.14158>.
- Maeo, S., T. Balshaw, Darren Z. Nin, et al. 2024. "Hamstrings Hypertrophy Is Specific to the Training Exercise: Nordic Hamstring Versus Lengthened State Eccentric Training." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 56 (June): 1893–905. <https://doi.org/10.1249/MSS.00000000000003490>.
- Mendez-Villanueva, A., L. Suárez-Arrones, G. Rodas, et al. 2016. "MRI-Based Regional Muscle Use During Hamstring Strengthening Exercises in Elite Soccer Players." *PLoS ONE* 11 (September). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0161356>.
- Mesin, L., R. Merletti, and A. Rainoldi. 2009. "Surface EMG: The Issue of Electrode Location." *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 19 5 (October): 719–26. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.07.006>.
- Messer, Daniel, M. Bourne, M. Williams, and A. Shield. 2018. "Hamstring Muscle Use in Women During Hip Extension and the Nordic Hamstring Exercise: A Functional Magnetic Resonance Imaging Study." *Journal of Orthopaedic & Sports Physical* 48 (July): 607–12. <https://doi.org/10.2519/jospt.2018.7748>.

- Morin, Titouan, Valentin Doguet, Antoine Nordez, Arnault H. Caillet, and L. Lacourpaille. 2024. "Minimal Role of Hamstring Hypertrophy in Strength Transfer Between Nordic Hamstring and Stiff-Leg Deadlift: A Blinded Randomized Controlled Trial." *Journal of Strength and Conditioning Research*, ahead of print, December 20. <https://doi.org/10.1101/2024.12.17.24319207>.
- Neto, Walter Krause, Thaís Lima Vieira Krause, and E. Gama. 2025. "The Impact of Resistance Training on Gluteus Maximus Hypertrophy: A Systematic Review and Meta-Analysis." *Frontiers in Physiology* 16 (April). <https://doi.org/10.3389/fphys.2025.1542334>.
- Ono, T., A. Higashihara, and T. Fukubayashi. 2010. "Hamstring Functions During Hip-Extension Exercise Assessed With Electromyography and Magnetic Resonance Imaging." *Research in Sports Medicine* 19 (December): 42-52. <https://doi.org/10.1080/15438627.2011.535769>.
- Pincheira, P., M. Boswell, M. Franchi, S. Delp, and G. Lichtwark. 2021. "Biceps Femoris Long Head Sarcomere and Fascicle Length Adaptations After 3 Weeks of Eccentric Exercise Training." *Journal of Sport and Health Science* 11 (January): 43-49. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2021.09.002>.
- Plotkin, Daniel L., Merlina A. Rodas, Andrew D. Vigotsky, et al. 2023. "Hip Thrust and Back Squat Training Elicit Similar Gluteus Muscle Hypertrophy and Transfer Similarly to the Deadlift." *Frontiers in Physiology* 14 (October). <https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1279170>.
- Pons, C., Bhushan S. Borotikar, M. Garétier, et al. 2018. "Quantifying Skeletal Muscle Volume and Shape in Humans Using MRI: A Systematic Review of Validity and Reliability." *PLoS ONE* 13 (November). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0207847>.
- Schellenberg, Florian, K. Oberhofer, W. Taylor, and S. Lorenzetti. 2015. "Review of Modelling Techniques for In Vivo Muscle Force Estimation in the Lower Extremities During Strength Training." *Computational and Mathematical Methods in Medicine* 2015 (August). <https://doi.org/10.1155/2015/483921>.
- Smilios, I., K. Häkkinen, and S. Tokmakidis. 1998. "Electromyographic Activity and Muscle Power During and After a Muscular Hypertrophy Resistance Exercise Protocol." Preprint.
- Suzuki, Hiromasa, R. Conwit, D. Stashuk, Lynn M. Santarsiero, and E. Metter. 2002. "Relationships Between Surface-Detected EMG Signals and Motor Unit Activation." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 34 9 (September): 1509-17. <https://doi.org/10.1097/00005768-200209000-00018>.
- Takamori, Masayoshi, Sumikazu Akiyama, Kazuya Yoshida, H. Wakashin, and Yoshiteru Seo. 2018. "T2 Distribution in the Forearm Muscles and the T2 Threshold for Defining Activated Muscle." *Magnetic Resonance in Medical Sciences* 18 (November): 184-93. <https://doi.org/10.2463/mrms.mp.2018-0059>.
- Vigotsky, A., Chris Beardsley, B. Contreras, J. Steele, Daniel I. Ogborn, and Stuart M. Phillips. 2017. "Greater Electromyographic Responses Do Not Imply Greater Motor Unit Recruitment and 'Hypertrophic Potential' Cannot Be Inferred." *Journal of Strength and Conditioning Research* 31 1: e1-4. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001249>.

Vigotsky, A., I. Halperin, G. J. Lehman, G. Trajano, and T. Vieira. 2017. *Interpreting Surface Electromyography Studies in Sports and Rehabilitation Sciences*.
<https://doi.org/10.17605/osf.io/fkbx8>.

Vigotsky, A., I. Halperin, G. Trajano, and T. Vieira. 2022. "Longing for a Longitudinal Proxy: Acutely Measured Surface EMG Amplitude Is Not a Validated Predictor of Muscle Hypertrophy." *Sports Medicine*, January 10, 1–7. <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01619-2>.

Wolf, Milo, P. Korakakis, Michael D. Roberts, et al. 2025. "Does Longer-Muscle Length Resistance Training Cause Greater Longitudinal Growth in Humans? A Systematic Review." *Sports Medicine and Health Science* 8 (March): 34–42.
<https://doi.org/10.1016/j.smhs.2025.03.001>.