



KINVENT
MEASURE. MOVE. PROGRESS.
PHYSIO



PROTOCOLES ET ÉVALUATION DU CMJ

N

|

NE

|

E

|

SE

|

S

E 23°44'54.4"

SOMMAIRE



INTRODUCTION	3
COLLECTE DES DONNÉES	5
Comment préparer le test ?.....	5
TRAITEMENT DES DONNÉES ET DU SIGNAL.....	6
Comment les capteurs détectent le mouvement/signal ?	6
Comment le signal est numérisé et envoyé à l'application ? .	7
Comment le logiciel traite le signal entrant ?	8
La biomécanique	8
LES ÉTAPES CLÉS DU CMJ.....	9
La position statique et la pesée de référence	9
L'allègement du poids du corps	10
Le freinage	10
La propulsion	11
Le saut.....	12
La réception.....	13
Indicateurs clés de la performance (ICP).....	14
Indicateurs les plus pertinents pour évaluer le CMJ	15
Évaluation du CMJ dans la rééducation/retour au sport	17
Symétrie dans les ICP du CMJ	17
Interprétation de l'ampleur de l'asymétrie.....	18
RÉSUMÉ.....	19
BIBLIOGRAPHIE.....	20





INTRODUCTION

Le saut vertical est communément utilisé pour évaluer le dynamisme, et le saut en contre-mouvement, soit le CMJ (de *countermovement jump* en anglais, qui est le terme le plus utilisé aujourd'hui), est l'évaluation la plus couramment effectuée sur une plateforme de force dans des conditions prédéfinies.¹

Le CMJ est une mesure simple, pratique et fiable de la force des membres inférieurs du corps, par rapport aux autres tests de saut. De plus, il a été prouvé que le CMJ est lié à la performance en sprint, à la force maximale (1RM) et à l'explosivité. Ce test peut être effectué avec ou sans élan des bras. Il a été démontré qu'effectuer le CMJ en prenant de l'élan avec les bras pouvait augmenter les indicateurs clés liées à la performance de 10 à 30 %.^{2,3} Il a également été établi que les tapis de contact, les accéléromètres, les caméras à grande vitesse et les plateformes infrarouges mesurent de manière relativement valide et fiable la performance du CMJ, si des consignes d'exécution strictes sont respectées. En revanche, les plateformes de force fournissent les mesures les plus précises et les plus détaillées de la performance neuromusculaire et sont généralement considérées comme la référence en la matière.

DYNAMIC REPORT — 36.0/MIN
 CoP ANALYSIS — STANCE EVALUATION
 CENTER OF PRESSION AND WEIGHT
 —
 ANALYSIS, MEASUREMENT
 EVOLUTION

L'IMPORTANCE DU CMJ ET DES PLATEFORMES DE FORCE DANS LEURS PROGRAMMES D'ENTRAÎNEMENT / DE RÉÉDUCATION



“

J'ai cherché pendant des années un tel outil ! Les K-Deltas sont ma solution de choix pour mesurer la hauteur et l'explosivité des sauts, afin de m'assurer que mes joueurs sont prêts pour les jours de match. Ce que j'aime le plus, c'est de pouvoir combiner les plateformes de force avec le goniomètre pour obtenir encore plus d'informations sur les caractéristiques de saut de vos athlètes.

Aurélien Broussal-Derval

CSCS, auteur et fondateur de ABD Formation

Les K-Deltas de Kinvent sont mon outil préféré pour évaluer la force des membres inférieurs jusqu'à présent. Extrêmement précises et très solides, les athlètes peuvent monter dessus avec des charges lourdes (haltères avec poids, kettlebells...).

Ryan Lauderdale

CSCS et fondateur de Ryphen Fitness

Si vous voulez être sérieux au sujet de la rééducation et du retour au sport, vous devez être sérieux sur la façon d'évaluer vos athlètes. C'est spécifiquement pour cette raison que j'utilise les K-Deltas : obtenir les données dont j'ai besoin pour amener mon équipe au niveau supérieur !

Alex Shafiro

PT, DPT, OCS, CSCS et Manager clinique à l'Hôpital pour chirurgie spécialisée

VOUS VOULEZ EN SAVOIR PLUS SUR LA TECHNOLOGIE QU'ILS UTILISENT ?

RÉSERVER UNE DÉMO

COLLECTE DES DONNÉES

COMMENT PRÉPARER LE TEST ?

Il est essentiel de comprendre que le test doit être intégralement réalisé dans un environnement adéquat et sur une surface plane, au risque de compromettre la fiabilité des tests suivants. L'examineur doit décider d'inclure ou d'exclure l'élan des bras, puisque prendre de l'élan avec les bras peut améliorer la performance. Si le participant n'est pas autorisé à utiliser ses bras, il doit garder les mains sur les hanches pendant toute la durée du test (position « akimbo »).

Le participant doit effectuer un échauffement standard afin de préparer le corps à réaliser sa meilleure performance possible.

Un exemple d'échauffement⁴ peut être le suivant :

- 5 minutes de jogging à une intensité choisie personnellement et supérieure à 50 % de l'effort maximal perçu.
- 5 minutes d'échauffement dynamique, composé de balancement avant-arrière de la jambe, de fentes, de sautes, de jumping jacks, etc.
- 10 squats au poids du corps (mains sur les hanches) et 10 extensions des mollets debout lentement.
- 10 squats avec extension des mollets (mouvement combiné).

Pour une collecte optimale des données, choisissez soigneusement chaque routine d'échauffement pour ne pas générer de fatigue.

Comment effectuer le test :

Pour le CMJ, il a été recommandé d'effectuer au moins 3 répétitions, avec 1 minute de repos, afin d'éviter la fatigue pendant le test. Avant de commencer le test, il est préférable de laisser le participant quelques secondes sur la plateforme pour se préparer.



LE PARTICIPANT :

- Se tient debout, détendu et immobile
- Fléchit les hanches, les genoux et les chevilles pour baisser son centre de gravité (CdG)
- Saute immédiatement et aussi vite que possible, en tendant rapidement les hanches, les genoux et les chevilles
- Termine le test avec une réception contrôlée sur les plateformes de force

Il est fortement recommandé d'effectuer plus d'un essai, en raison des effets de la variation intrinsèque à l'exécution et à la motivation des individus.

TRAITEMENT DES DONNÉES

TRAITEMENT DU SIGNAL

LES DONNÉES SONT COLLECTÉES PAR QUATRE CAPTEURS DE FORCE PRÉSENTS DANS CHAQUE PLATEFORME K-FORCE DELTA, AVEC UNE FRÉQUENCE D'ÉCHANTILLONNAGE DE 1 000 HZ. LES K-FORCE PLATES SONT CONNECTÉES PAR BLUETOOTH À UNE APPLICATION MOBILE (K-PHYSIO), QUI VA FILTRER ET ANALYSER LES DONNÉES.

La fréquence d'échantillonnage est essentielle pour obtenir des mesures précises. KINVENT collecte les données relatives à la force à 1 000 Hz (1 000 points de données par seconde) pour fournir des signaux très détaillés et dans certains cas, comme pour mesurer les forces à la réception, il est conseillé de choisir une fréquence d'échantillonnage encore plus élevée. Les données sont filtrées numériquement avec un filtre passe-bas de Butterworth du 2^e ordre, utilisant une fréquence de coupure de 50 Hz.

COMMENT LES CAPTEURS DÉTECTENT LE MOUVEMENT/SIGNAL ?

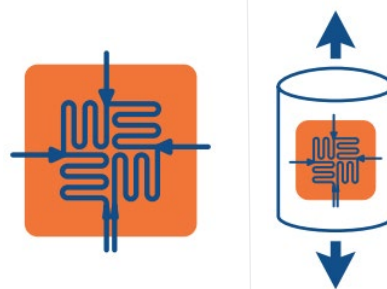
Les plateformes KINVENT sont composées de capteurs de force à 4 jauges de contrainte. Un capteur de force est généralement composé d'un corps de mesure en acier, sur lequel est collé la grille de support des quatre jauges de contrainte. Sous les effets d'une force, le corps de mesure s'élargit ou se rétracte. La force appliquée à ce corps provoque ainsi une déformation, qui entraîne une tension. Une jauge est un support qui contient une grille de mesure conductrice, qui va soit se comprimer soit s'étendre, ce qui modifie la résistance électrique dans les filaments de la grille pour déterminer la contrainte.



Les transducteurs de force sont composés de quatre jauges de contrainte connectées les unes aux autres, ce qui est communément appelé un **pont de Wheatstone**. Il comprend :

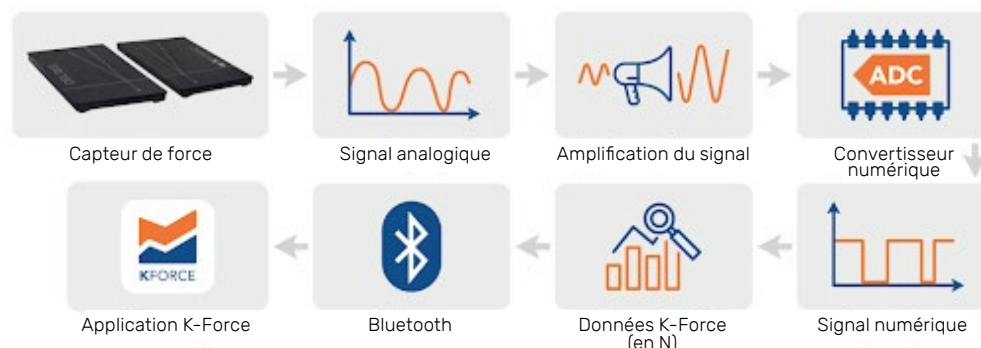
- Deux jauges parallèles au vecteur de force
- Deux jauges latérales à la force appliquée

Lorsqu'une force est appliquée à un capteur de force, l'acier se déforme et la résistance électrique de la jauge de contrainte change. Le signal de sortie fournit des informations sur cette déformation et permet ainsi de calculer la force exercée sur les jauges.



COMMENT LE SIGNAL EST NUMÉRISÉ ET ENVOYÉ À L'APPLICATION ?

Les appareils sont équipés de huit capteurs de force (quatre pour chaque paire). Ces capteurs de force envoient des signaux analogiques de faible amplitude (quelques millivolts). Ces signaux sont ensuite amplifiés, puis numérisés à l'aide d'un convertisseur analogique-numérique (A/N). Le microcontrôleur des appareils utilise notre algorithme pour déterminer la force en Newton (N), à partir du signal en volts. Les données sont transmises par Bluetooth à une application mobile (K-Force app), puisque les plateformes de force sont connectées à cette application.



Nous avons élaboré notre réseau de capteurs en utilisant la technologie « **MULTI-PROTOCOLES SIMULTANÉS** », qui se sert de deux réseaux de communication. Ces derniers utilisent des protocoles de transmission différents simultanément :

- **Réseau de transmission des données** : Ce premier réseau a été conçu pour transférer les données entre les capteurs et l'appareil maître. Ce réseau utilise un protocole de transmission standard, tel que le Bluetooth afin de supporter plus de matériel informatique.
- **Réseau de synchronisation** : Il s'agit du deuxième réseau, qui contient uniquement les capteurs ou les actionneurs à synchroniser. Les capteurs et les actionneurs utilisent ce réseau pour échanger des informations de synchronisation. Le réseau de synchronisation se sert de ce protocole pour échanger des informations de synchronisation entre les capteurs sans interrompre la transmission des données vers l'appareil mobile.

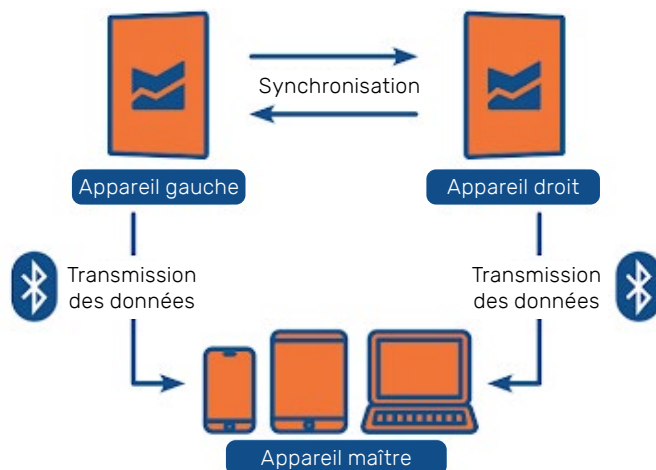
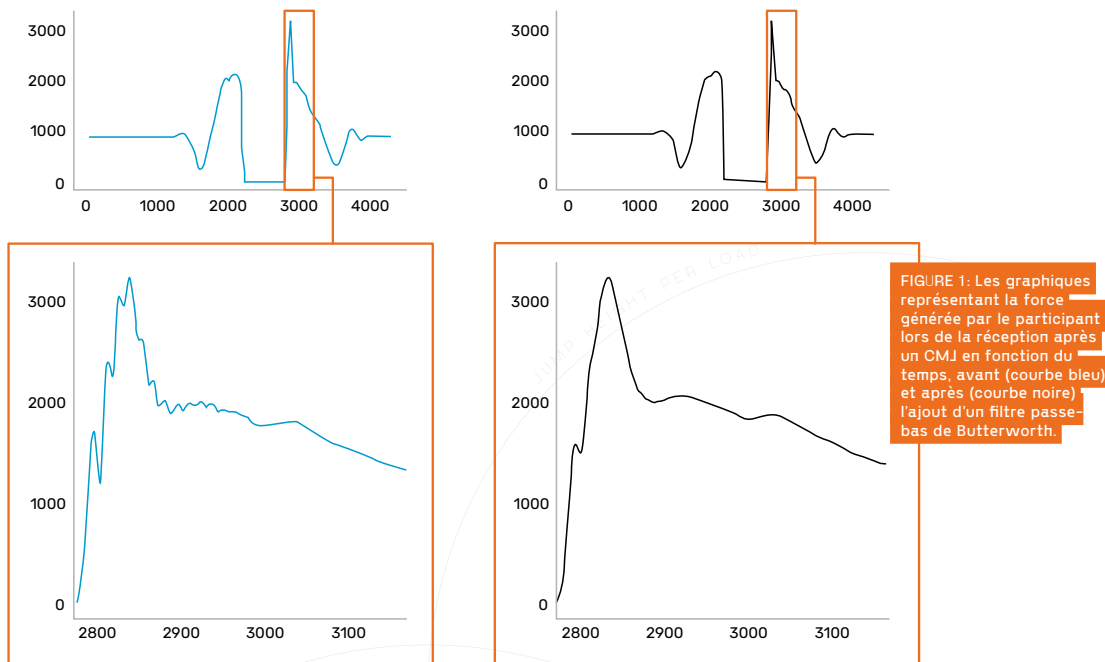


Illustration du réseau de transmission des données et du réseau de synchronisation

COMMENT LE LOGICIEL TRAITE LE SIGNAL ENTRANT ?

Une fois le signal reçu, les données seront traitées par un algorithme propriétaire intégré à l'application. Cet algorithme permettra de filtrer les données pour éliminer le bruit du signal. De plus, il permettra de calculer différents paramètres pour interpréter le signal.



Une fois le signal filtré, les courbes d'accélération-temps, de vitesse-temps et de déplacement-temps sont calculées à partir de la force de réaction du sol obtenue. La courbe vitesse-temps résulte d'une double intégration : on divise la variable « force nette » par la masse du participant pour obtenir l'accélération à tous les points du temps, puis on réalise une intégration par la méthode dites du trapézoïde. En utilisant à nouveau la méthode des trapèzes, la courbe vitesse-temps est intégrée numériquement pour obtenir la courbe déplacement-temps.

LA BIOMÉCANIQUE

Le saut en contre-mouvement (CMJ) est un mouvement très répandu pour aider les entraîneurs à évaluer les changements de performance et les niveaux de fatigue. Les plateformes de force font partie des appareils les plus fréquemment utilisés dans le domaine de la biomécanique du sport. Le participant effectue d'abord une flexion des membres inférieurs, puis, immédiatement après, une extension complète de ces mêmes membres. Au cours de ce saut, il est demandé au participant de sauter le plus haut possible.

En raison de la disponibilité croissante de systèmes de plateformes de force abordables, et parce qu'il existe de nombreux termes dans la littérature scientifique pour décrire les différentes étapes du CMJ, il est nécessaire de définir les étapes clés du CMJ lors de son évaluation à l'aide de plateformes de force.

LES ÉTAPES CLÉS DU CMJ

LA POSITION STATIQUE ET LA PESÉE DE RÉFÉRENCE

Bien que son nom soit explicite, l'importance de cette étape peut être moins évidente et risque donc d'être négligée par les praticiens. Lors d'un CMJ, la pesée (ou la position statique) est la première étape de l'évaluation. L'athlète doit rester aussi immobile que possible pendant au minimum 3 secondes. Le poids du corps (PC) est calculé pendant cette période, avant le début du mouvement.

IL EXISTE PLUSIEURS RAISONS POUR LESQUELLES UN CALCUL PRÉCIS DU POIDS DU CORPS EST NÉCESSAIRE, NOTAMMENT :

01

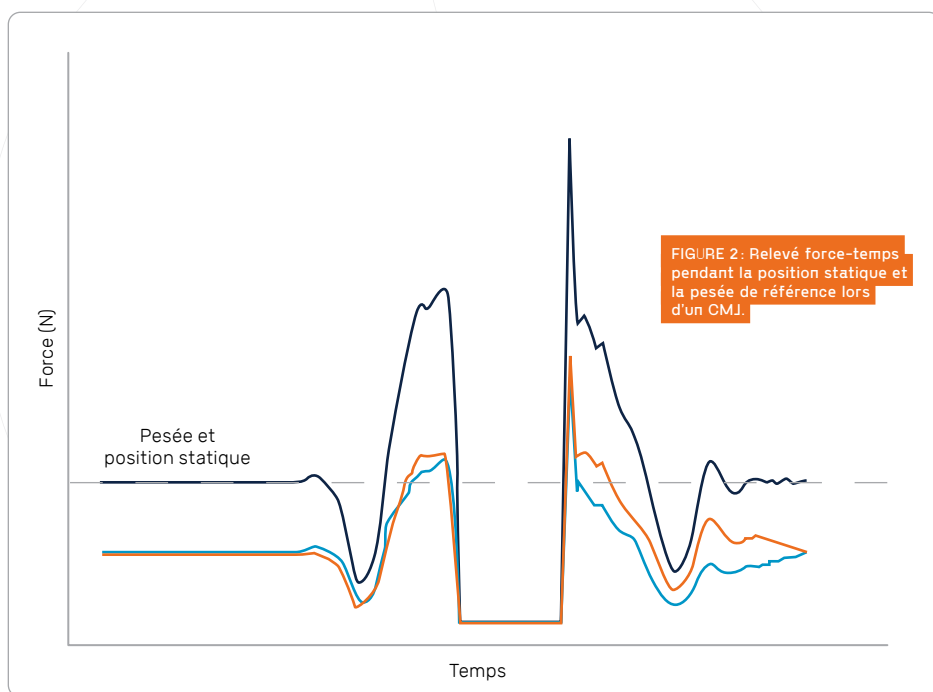
Il est utilisé pour définir un seuil de déclenchement pour déterminer le début du mouvement.

02

Il est inclus dans une série de calculs d'indicateurs importants obtenus à partir du signal de force.

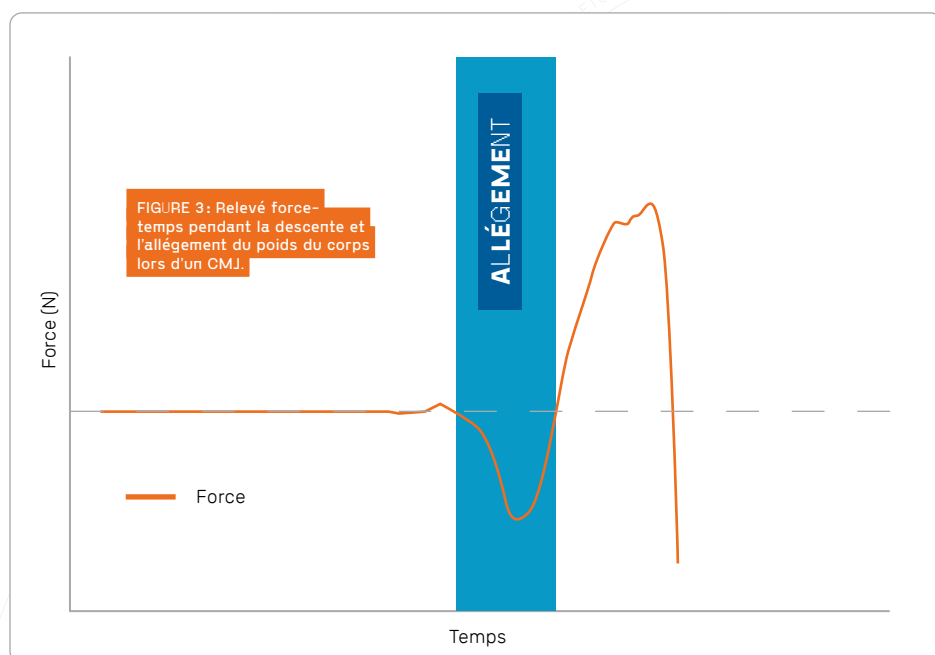
03

Les valeurs obtenues sont souvent utilisées en fonction du poids du corps, afin de pouvoir les comparer sur différentes périodes de temps (le poids du corps d'une personne peut varier considérablement de temps en temps) ou avec une base de données d'autres personnes.



L'ALLÈGEMENT DU POIDS DU CORPS

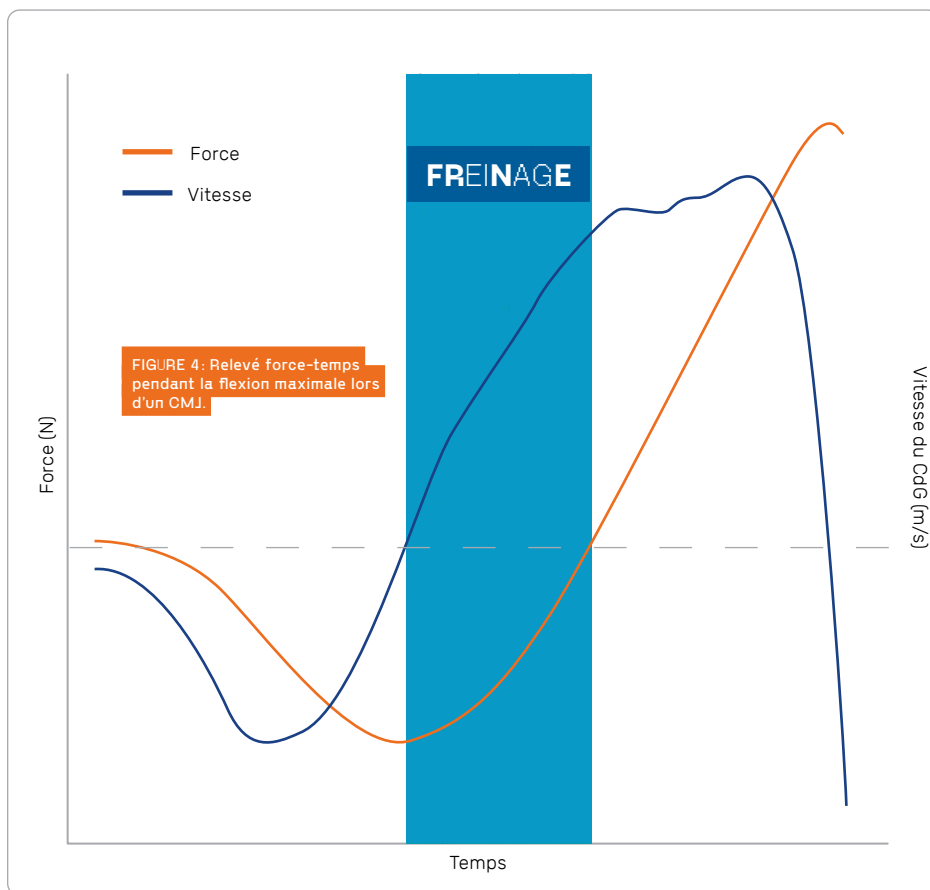
L'étape d'allègement du poids du corps commence au début du mouvement, qui est généralement identifié comme l'instant où le poids du corps passe sous un seuil de force donné. Le seuil de force utilisé est lorsque la force est réduite de 5 fois l'écart-type du poids du corps (calculé lors de la pesée de référence). Ensuite, l'allègement du poids du corps se poursuit du début du mouvement jusqu'au moment où la force correspond à nouveau au poids du corps et où l'individu se trouve essentiellement dans une chute accélérée. **L'instant où la force correspond à nouveau au poids du corps coïncide avec l'instant où la vitesse négative maximale du centre de gravité est atteinte.** Le tracé de la courbe vitesse-temps à côté de celle force-temps est utile visuellement pour vérifier la durée de l'étape en question. Une mauvaise exécution de cette étape est généralement liée à une flexion maximale et une décélération moins efficaces.



LE FREINAGE

La flexion maximale commence lorsque la vitesse négative maximale du centre de gravité est atteinte, et se termine lorsque cette même vitesse passe au-dessus de zéro. La modalité de contraction dans cette phase est excentrique. Cette flexion correspond à la position la plus basse du CMJ (le déplacement négatif maximal du CdG). **Cette étape a également été appelée l'étape d'étirement.** On estime que le complexe muscle-tendon extenseur de la jambe est activement étiré pour décélérer la masse corporelle. Cette étape peut fournir des informations au praticien afin qu'il ou elle puisse comprendre la capacité de l'athlète ou du patient à ralentir son corps lors de la descente.

Si des faiblesses sont détectées lors de la flexion maximale par rapport à des populations similaires, le praticien pourrait, en combinant ces informations avec un raisonnement clinique, cibler ces types de contractions musculaires et ces capacités.

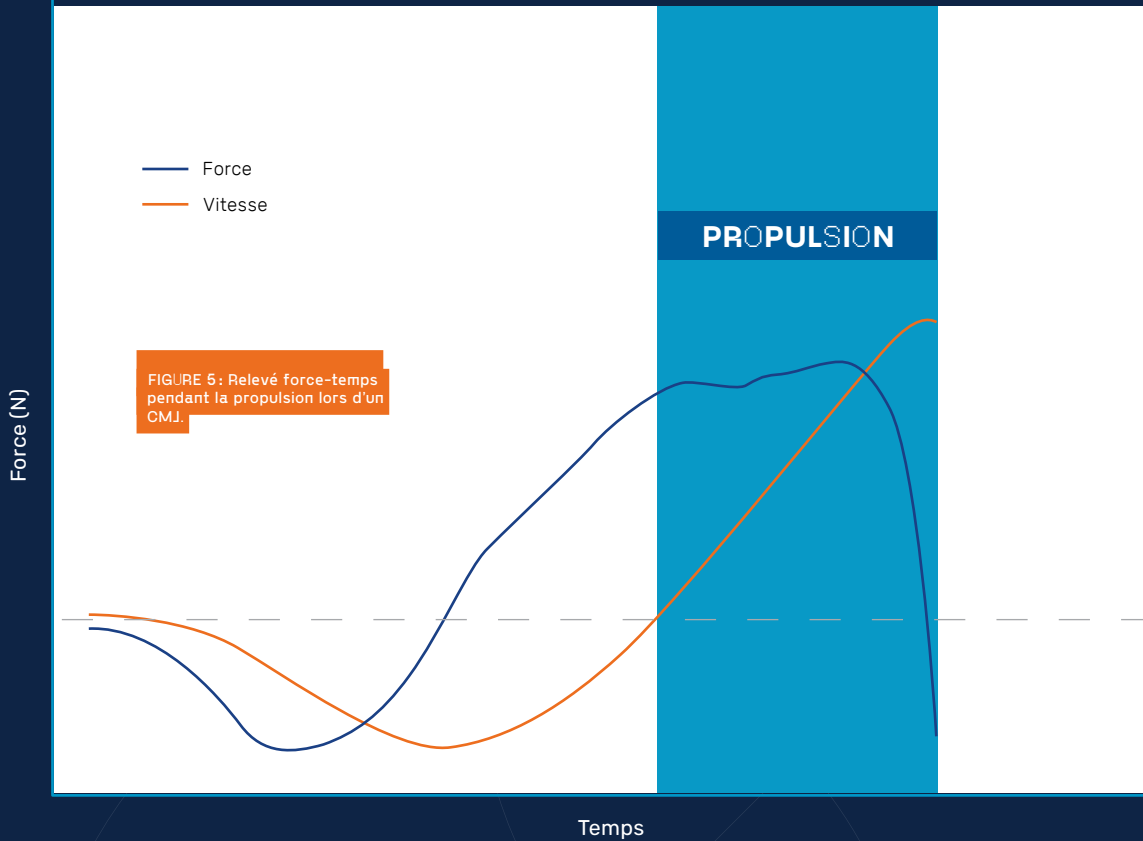


LA PROPULSION

La propulsion, parfois appelée la poussée, commence techniquement lorsqu'une vitesse positive du CdG est atteinte, et que la première valeur positive de vitesse a été utilisée, avec un seuil de 0,01 m/s, pour identifier le début de cette étape. La modalité de contraction dans cette phase est concentrique.

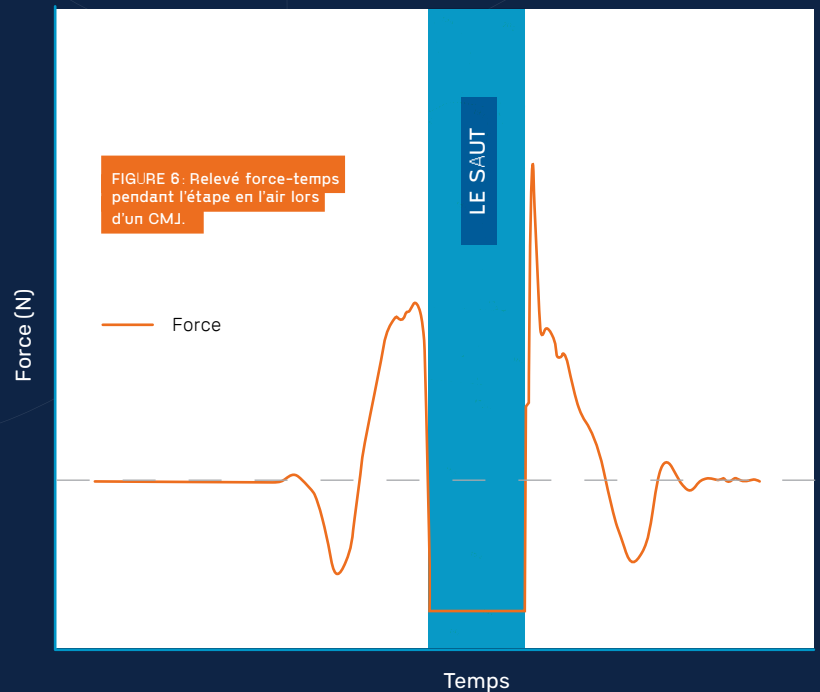
Cette dernière est caractérisée par le déploiement dynamique des hanches, des genoux et des chevilles pour propulser à la verticale le centre de gravité.

La fréquence d'échantillonnage de la plateforme de force et la vitesse à laquelle l'athlète passe de la flexion maximale à la propulsion détermineront certainement si une autre étape d'amortissement peut être identifiée (délai entre 0 et 0,01 m/s de la vitesse du CdG, ce qui se traduit par une brève période de travail isométrique, lorsque la vitesse est nulle). La force au début de la propulsion est déterminée par la force exercée à la fin de la flexion maximale (en soustrayant toute force perdue lors de l'amortissement). La propulsion se poursuit jusqu'à l'instant où les pieds se décollent du sol. Le tracé de la courbe déplacement-temps est utile lors de cette étape, car il montre comment le mouvement vertical du CdG devient positif. Les individus dont la transition entre la flexion maximale et la propulsion est plus douce (moins de temps est passé dans l'étape d'amortissement) sont plus efficaces pour transférer l'élan. Il s'agit d'un élément essentiel pour maximiser les performances de saut de l'athlète et son potentiel d'amélioration.



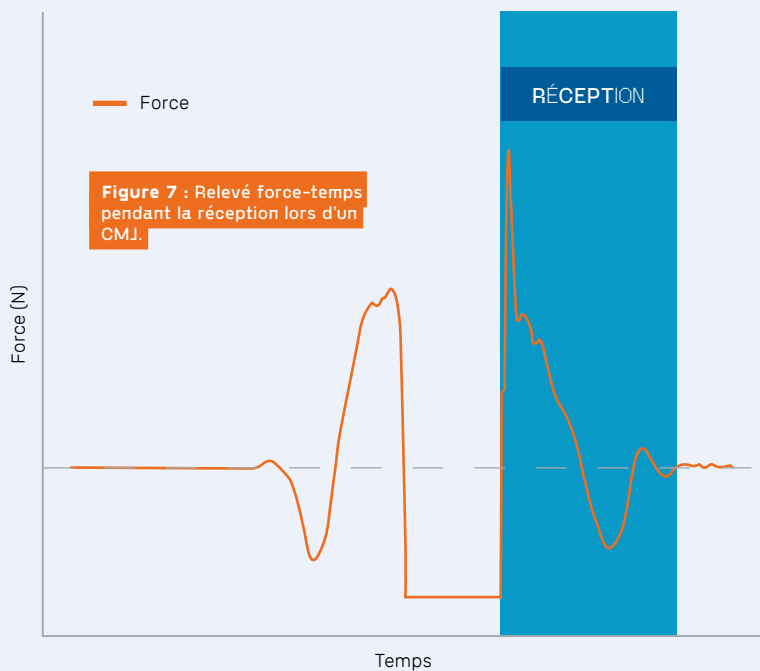
LE SAUT

Cette étape commence à l'instant où les pieds se décollent du sol, lorsque la force tombe sous un seuil déterminé. Un seuil de force égal à 5 fois l'écart-type de la force produite en l'air (lorsque qu'aucun poids n'est exercé sur la plateforme de force), mesuré sur une portion de 300 ms de cette étape, a été utilisé avec succès pour identifier la poussée. Elle se termine lorsque l'athlète touche à nouveau la plateforme de force et que la force exercée dépasse 5 fois l'écart-type de celle produite en l'air.



LA RÉCEPTION

La réception est l'étape finale du CMJ, au cours de laquelle le participant donne une nette impulsion pour décélérer le CdG par rapport à la vitesse à laquelle les pieds sont entrés en contact avec la plateforme de force. Elle se termine lorsque la force se stabilise à $\pm 5\%$ du poids du corps pendant une seconde. On appelle cette période le temps de stabilisation.



INDICATEURS CLÉS DE PERFORMANCE (ICP)

L'évaluation du CMJ peut répondre à des questions telles que...



Il est possible d'obtenir plusieurs informations différentes sur l'athlète, à partir non seulement de la hauteur de son saut, mais aussi de la façon dont il/elle a effectué le saut. Évaluer un athlète ou un patient à l'aide du CMJ peut répondre à des questions telles que :

À QUELLE VITESSE LE MOUVEMENT A-T-IL ÉTÉ EFFECTUÉ ?

QUELLE ÉTAIT LA VALEUR LA PLUS ÉLEVÉE ATTEINTE PAR LE CENTRE DE GRAVITÉ PENDANT LE CMJ ?

L'ATHLÈTE S'APPUIE-T-IL DAVANTAGE SUR DES PARAMÈTRES DE FORCE OU SUR LE TEMPS ?

COMBIEN DE TEMPS A-T-IL FALLU POUR DESCENDRE AU MAXIMUM LE CENTRE DE GRAVITÉ ET COMBIEN DE TEMPS POUR LE PROPULSER VERS LE HAUT ?

Il ne s'agit là que de quelques questions qu'un praticien pourrait poser pour mieux comprendre les stratégies utilisées par les athlètes ou les patients pour atteindre une certaine hauteur de saut lors du CMJ. La hauteur de saut est le paramètre sur lequel la plupart des praticiens se concentrent lorsqu'ils souhaitent mesurer les performances durant un CMJ. Il s'agit d'une mesure importante à laquelle il faut prêter attention lorsque l'on utilise une plateforme de force, mais il ne faut pas oublier les autres mesures pour autant. Avant même qu'un individu ne décolle du sol, une série d'événements se produisent et déterminent la hauteur du saut. Le tableau en page suivante présente un certain nombre d'indicateurs qui peuvent résumer la performance de saut et qui sont également utilisés pour mesurer les progrès et suivre l'adaptation.

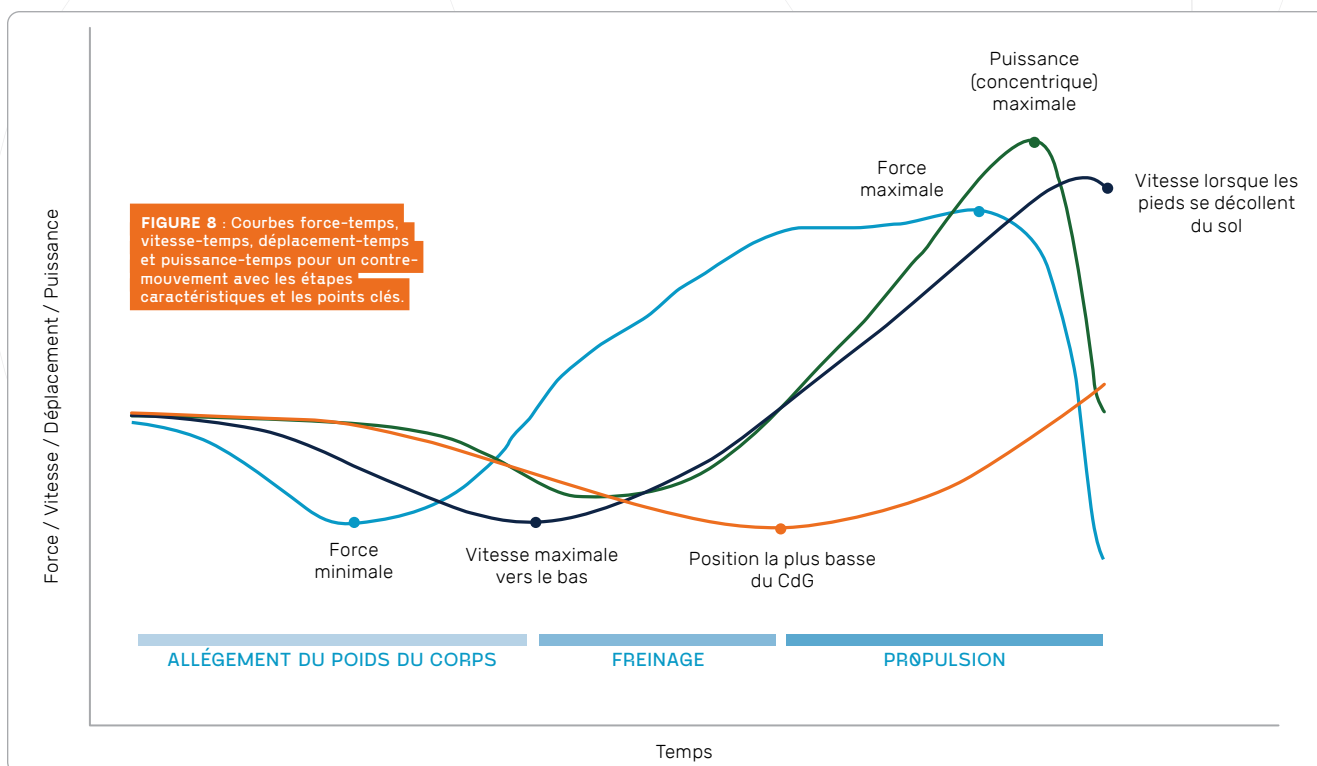


INDICATEURS LES PLUS PERTINENTS POUR ÉVALUER LE CMJ

ICP	DESCRIPTION
HAUTEUR DE SAUT	<p>La hauteur de saut est définie comme le déplacement vertical maximal atteint par le centre de gravité (CdG) du participant par rapport à sa position initiale. Elle peut être calculée avec précision à l'aide du théorème de la quantité de mouvement. Elle peut aussi être calculée à partir du temps passé en l'air, mais avec moins de précision.</p> <p>Hauteur de saut à partir de la vitesse à l'impulsion (quantité de mouvement à l'impulsion):</p> $\text{Hauteur de saut} = \text{Vitesse_à_l'impulsion}^2 / (2 \times g)$ <p>Hauteur de saut à partir du temps passé en l'air:</p> $\text{Hauteur de saut} = 1/8 \times (g \times \text{Temps_en_l'air}^2)$
FORCE MAXIMALE	<p>La force maximale est définie comme la valeur maximale de force produite par l'individu lors du contact avec le sol.</p>
PUISSANCE MAXIMALE	<p>La puissance maximale est définie comme la valeur maximale de puissance produite par l'individu lors du contact avec le sol.</p>
TAUX DE DÉVELOPPEMENT DE LA FORCE (RFD) MAXIMUM	<p>Le taux de développement de la force (RFD) est la dérivée première temporelle de la force appliquée, soit $RFD = dF / dt$. En général, le RFD est évalué lors de la flexion maximale du CMJ et montre à quelle vitesse la force augmente. En pratique, il s'agit d'une mesure de la vitesse à laquelle un athlète augmente la force appliquée, et peut potentiellement être une mesure de l'explosivité, car il contient à la fois des caractéristiques neuromusculaires et de coordination dans un mouvement polyarticulaire, comme le CMJ. Le RFD ne dépend pas de la masse, de la taille des muscles ou des mensurations de l'athlète, et n'a pas nécessairement de rapport avec la production de puissance, qui est le produit de la force et de la vitesse.</p>
IMPULSION TOTALE	<p>L'impulsion totale est définie comme l'aire sous la courbe de force, et elle peut être calculée depuis le début du mouvement jusqu'au moment où les pieds se décollent du sol.</p>
IMPULSION CONCENTRIQUE (VERS LE HAUT)	<p>L'impulsion concentrique (vers le haut) est définie comme l'aire sous la courbe de force pendant la phase concentrique (poussée) du saut.</p>
IMPULSION DE DÉCÉLÉRATION EXCENTRIQUE (VERS LE BAS)	<p>L'impulsion excentrique (vers le bas) est définie comme l'aire sous la courbe de force pendant la flexion maximale du saut.</p>
DURÉE DU TRAVAIL EXCENTRIQUE (VERS LE BAS)	<p>La durée du travail excentrique représente la durée de trajectoire du centre de gravité, depuis le début du saut jusqu'à sa position la plus basse.</p>

ICP	DESCRIPTION
FORCE EXCENTRIQUE MAXIMALE LORS DE LA FLEXION (VERS LE BAS)	Il s'agit de la valeur maximale de force pendant la flexion maximale.
PUISSANCE EXCENTRIQUE MAXIMALE (VERS LE BAS)	Il s'agit de la valeur maximale de puissance pendant la flexion maximale.
DURÉE DU TRAVAIL CONCENTRIQUE (VERS LE HAUT)	La durée du travail concentrique représente la durée de trajectoire du centre de gravité, depuis la position la plus basse du contre-mouvement jusqu'à ce que les pieds se décollent du sol.
FORCE CONCENTRIQUE MAXIMALE (VERS LE HAUT)	Il s'agit de la valeur maximale de force lors de la poussée (contraction concentrique).
PUISSANCE CONCENTRIQUE MAXIMALE (VERS LE HAUT)	Il s'agit de la valeur maximale de puissance lors de la poussée (contraction concentrique).

On appelle puissance concentrique maximale (P_{PEAK}) le produit maximal et immédiat de la force et de la vitesse lors de la phase concentrique. Elle est couramment utilisée comme mesure pour le profilage, en raison de sa constance dans des mesures successives et de son rapport avec la performance dans diverses activités. Le P_{PEAK} et le P_{MEAN} sont principalement utilisés dans le processus de profilage et d'évaluation des adaptations à long terme.



ÉVALUATION DU CMJ DANS LA RÉÉDUCATION ET LE RETOUR AU SPORT

Alors que les plateformes de force sont traditionnellement utilisées pour mettre en lumière les performances sportives, ces évaluations peuvent également fournir des informations précieuses au personnel médical et aux professionnels paramédicaux. L'évaluation du CMJ à l'aide d'une plateforme de force, associée à d'autres données de performance et au raisonnement clinique, des données sur l'asymétrie bilatérale ou unilatérale obtenues à partir de tests dynamiques et isométriques, peut aider à guider la prise de décision concernant la charge et la progression tout au long de la rééducation et du retour au sport (R-RTP). Les déficiences neuromusculaires et biomécaniques résiduelles identifiées dans les tests de saut CMJ peuvent persister pendant des mois, voire des années, après le R-RTP suite à une reconstruction du LCA. Une diminution de ces déficiences n'est pas forcément associée au temps écoulé depuis la chirurgie. **Les données de la plateforme de force peuvent ajouter une mesure fiable de la réponse neuromusculaire d'un individu à une blessure et à la rééducation,** ce qui réduit la dépendance à des critères d'amélioration subjectifs et optimise donc la prise de décision et les résultats du R-RTP.

Le retour au sport (RTP, de *Return to Play* en anglais) se caractérise par un ensemble unique de facteurs liés au contexte. Tout d'abord, il faut déterminer avec le plus grand soin, et avec l'aide du personnel médical, quand certains tests peuvent être intégrés en toute sécurité et quand certains paramètres deviennent importants. Par exemple, les CMJ bilatéraux peuvent être intégrés au programme de R-RTP pour les membres inférieurs bien plus tôt que les sauts à une jambe (SL, de *single leg jump* en anglais), malgré le fait que les deux types sont extrêmement utiles, et que des données de base saines sont essentielles dans la mesure du possible. En toute occasion, les asymétries musculaires, les stratégies de saut et les variables mécaniques sont probablement les principaux axes de surveillance du R-RTP. Au cours de la rééducation, le RFD nécessite généralement beaucoup plus de temps lors de la flexion-décélération et ses asymétries, ainsi que lors des impulsions limitées dans le temps et les asymétries de réception, pour revenir à des normes saines. Les variables de performance telles que la hauteur de saut et l'impulsion totale peuvent rapidement revenir à leurs valeurs initiales saines.

SYMÉTRIE DANS LES ICP DU CMJ

En raison de la généralisation des systèmes à double plateforme de force et de la nécessité de comprendre la performance athlétique, la prévention des blessures et la rééducation, les évaluations de performance de sauts unilatéraux et à une jambe sont devenues de plus en plus courantes dans les organisations sportives internationales et dans les milieux cliniques.^{5,6,7} Cette tendance peut s'expliquer par le fait que ces types d'analyses fournissent au praticien des informations clés sur la symétrie dans le fonctionnement des membres inférieurs. Selon des résultats d'études, les caractéristiques de performance des sauts à une jambe, telles que la puissance moyenne, la vitesse maximale, la puissance maximale et l'impulsion concentrique, présentent une fiabilité acceptable pour les CMJ unilatéraux, alors que les paramètres d'asymétrie présentent systématiquement une fiabilité et des niveaux de concordance inacceptables lors de CMJ unilatéraux. En revanche, une fiabilité acceptable et des niveaux de concordance élevés ont été obtenus pour les CMJ bilatéraux. Tous les éléments ci-dessus suggèrent que la performance du saut à une jambe peut être réalisée avec une plus grande fiabilité lors d'un CMJ unilatéral, tandis que le CMJ bilatéral fournit des mesures plus cohérentes sur l'asymétrie entre les membres. Par conséquent, le suivi par plateforme de force de la symétrie des membres inférieurs est valide et fiable. La force maximale, la force maximale lors de la flexion maximale, l'impulsion concentrique et le RFD maximal sont quelques-uns des indicateurs les plus fréquemment utilisés pour évaluer l'asymétrie.

Différentes équations utilisées dans la littérature pour le calcul de l'asymétrie

ICP	DESCRIPTION	BIBLIOGRAPHIE
IA	$(MD - MND) / (MD + MND / 2) \times 100$	Robinson <i>et al.</i> (1987), Bini <i>et al.</i> (2014)
IAB	$(MD - MND) / (MD + MND) \times 100$	Kobayashi <i>et al.</i> (2013)
ABF	(Plus fort - Plus faible) / Plus fort x 100	Nunn <i>et al.</i> (1988), Impelizzeri <i>et al.</i> (2007)
ISM - 1	$(MND / MD) \times 100$	Ceroni <i>et al.</i> (2012)
ISM - 2	$(Droit - Gauche) / (0,5 \times (Droit + Gauche)) \times 100$	Bell <i>et al.</i> (2014)
IS	(Haut - Bas) / Total x 100	Shorter <i>et al.</i> (2008), Sato & Heise (2012)
AS	$(45^\circ - \arctan[Gauche / Droit] / 90^\circ) \times 100$	Zifchock <i>et al.</i> (2008)

IA = indice d'asymétrie ; **IAB** = indice d'asymétrie bilatérale ; **ABF** = asymétrie bilatérale de force ; **MD** = membre dominant ; **ISM** = indice de symétrie des membres (**LSI**, pour *Limb Symmetry Index* en anglais) ; **MND** = membre non-dominant ; **AS** = angle de symétrie ; **IS** = indice de symétrie.

INTERPRÉTATION DE L'AMPLEUR DE L'ASYMÉTRIE

Selon des recherches antérieures, une asymétrie des membres supérieures à 10-15 % est cliniquement significative, et ce critère a souvent été utilisé pour aider à la prise de décision concernant le retour au sport après une blessure.^{8,9,10} En revanche, le manque de preuves pour établir la fiabilité et la plus petite modification notable de l'asymétrie entre les membres peut compromettre la règle classique des 10 à 15 %, puisque le « signal » ne peut être isolé du « bruit ».¹¹ Il est essentiel de comprendre que, même avec les formules proposées dans la partie précédente pour quantifier les asymétries, les praticiens ne disposent toujours que d'une valeur en pourcentage, qui est appelée l'ampleur de l'asymétrie. Ainsi, si l'on ne dispose que de l'ampleur de l'asymétrie, on peut se demander jusqu'où l'on peut aller dans l'interprétation des données.

Certains des aspects fréquemment négligés de l'interprétation des données d'asymétrie sont l'étude et l'interprétation des différences, à la lumière de la marge d'erreur habituelle du test. Il faut accepter que chaque test effectué comporte une marge d'erreur inhérente, et que ces erreurs peuvent venir de différentes sources.

Par conséquent, il faut être capable d'identifier ce qui représente une « véritable » asymétrie.

Dans leur article¹², **Exell *et al.* ont souligné l'importance de prendre en compte non seulement la différence entre les membres, mais aussi la variabilité interne de chaque membre.** En substance, il a été conclu qu'une asymétrie ne pouvait être considérée comme véritable que si elle dépassait la variabilité du test. Techniquement parlant, la variabilité interne est quantifiée par le coefficient de variation (CV), qui peut être calculé à partir de l'écart-type par rapport à la valeur moyenne, puis converti en pourcentage en le multipliant par 100.

Cependant, il est recommandé aux praticiens de déterminer les coefficients de variation pour leurs propres groupes d'athlètes ou de patients en raison des différences en matière d'habileté de mouvement et d'années d'entraînement. Dans leur article¹³, Turner *et al.* donnent un exemple de comment réaliser la méthode de déterminant des coefficients de variation ci-dessus. Même s'il existe un désaccord sur le seuil proposé, il est admis que plus le CV est faible, plus le test ou la métrique le sont aussi.

RÉSUMÉ

Puisque chaque individu produit de la force avec un profil assez unique, l'évaluation de ce profil grâce à la courbe force-temps, au fil du temps, apporte des informations précieuses sur l'entraînement et la pratique clinique.

L'objectif de cet e-book est de fournir des réponses à toutes les questions qui peuvent surgir concernant la théorie et la pratique du saut en contre-mouvement (CMJ) dans la pratique quotidienne.

Afin d'aider les praticiens à comprendre pourquoi la standardisation d'une évaluation comme le CMJ peut être utile aussi bien dans le contexte de l'entraînement sportif et de la pratique clinique, nous avons gardé à l'esprit, tout au long de sa conception, que cet e-book doit fournir des informations aussi concises et précises que possible. Le seul objectif de cet e-book est d'aider les praticiens à mieux comprendre pourquoi les plateformes de force, associée au CMJ, doivent être utilisées avec constance pour suivre les adaptations et les progrès.

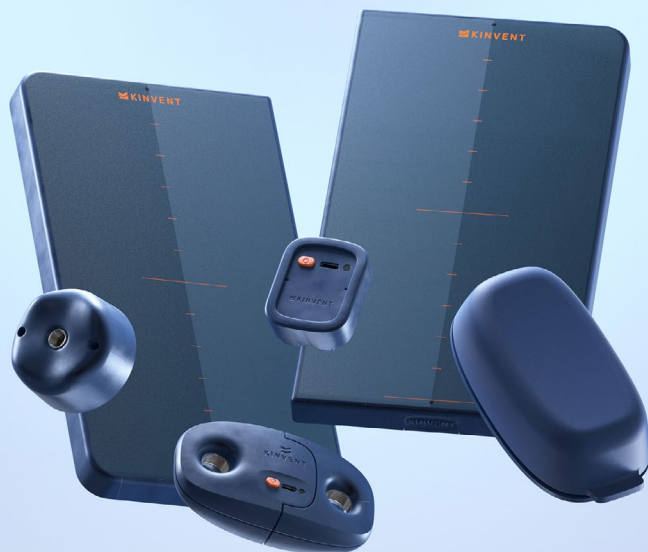


BIBLIOGRAPHIE

- 1 **MARKOVIC, G., DIZDAR, D., JUKIC, I., & CARDINALE, M. (2004).** Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests. *Journal of strength and conditioning research*, 18(3), 551–555
- 2 **SHETTY, A. B., & ETNYRE, B. R. (1989).** Contribution of arm movement to the force components of a maximum vertical jump. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 11(5), 198–201
- 3 **CHENG, K. B., WANG, C. H., CHEN, H. C., WU, C. D., & CHIU, H. T. (2008).** The mechanisms that enable arm motion to enhance vertical jump performance—a simulation study. *Journal of biomechanics*, 41(9), 1847–1854
- 4 **SAHROM SB, WILKIE JC, NOSAKA K, BLAZEVICH AJ.** The use of yank-time signal as an alternative to identify kinematic events and define phases in human countermovement jumping. *R Soc Open Sci.* 2020 Aug 26;7(8):192093.
- 5 **IMPELLIZZERI, F. M., RAMPININI, E., MAFFIULETTI, N., & MARCORÀ, S. M. (2007).** A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(11), 2044–2050
- 6 **HEISHMAN, A., DAUB, B., MILLER, R., BROWN, B., FREITAS, E., & BEMBEN, M. (2019).** Countermovement Jump Inter-Limb Asymmetries in Collegiate Basketball Players. *Sports (Basel, Switzerland)*, 7(5), 103
- 7 **GONZALO-SKOK, O., TOUS-FAJARDO, J., SUAREZ-ARRONES, L., ARJOL-SERRANO, J. L., CASAJÚS, J. A., & MENDEZ-VILLANUEVA, A. (2017).** Single-Leg Power Output and Between-Limbs Imbalances in Team-Sport Players: Unilateral Versus Bilateral Combined Resistance Training. *International journal of sports physiology and performance*, 12(1), 106–114
- 8 **KYRITSIS P., BAHR R., LANDREAU P., MILADI R., WITVROUW E.** Likelihood of ACL graft rupture: Not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *Br. J. Sports Med.* 2016;50:946–951. doi: 10.1136/bjsports-2015-095908.
- 9 **ROHMAN E., STEUBS J.T., TOMPKINS M.** Changes in involved and uninvolved limb function during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: Implications for Limb Symmetry Index measures. *Am. J. Sports Med.* 2015;43:1391–1398. doi: 10.1177/0363546515576127.
- 10 **BISHOP C., TURNER A., READ P.** Effects of inter-limb asymmetries on physical and sports performance: A systematic review. *J. Sports Sci.* 2018;36:1135–1144. doi: 10.1080/02640414.2017.1361894.
- 11 **MARTINEZ D.B.** The use of Reactive Strength Index, Reactive Strength Index Modified, and flight time:contraction time as monitoring tools. *J. Aust. Strength Cond.* 2016;24:37–41.
- 12 **EXELL T, IRWIN G, GITTOES M, KERWIN D.** Implications of intra-limb variability on asymmetry analyses. *J Sports Sci* 2012;30:403–409.
- 13 **KORHONEN, M. T., SUOMINEN, H., VIITASALO, J. T., LIIKAVAINIO, T., ALEN, M. AND MERO, A. A. 2010.** Variability and symmetry of force platform variables in maximum-speed running in young and older athletes. *Journal of Applied Biomechanics*, 26: 357–366.



**PROGRESSEZ GRÂCE
À LA PRÉCISION.**



53

PAYS

160

MESURES

IMPLIQUEZ VOS PATIENTS.
ENRICHISSEZ VOTRE PRATIQUE.
AMÉLIOREZ VOTRE KINÉSITHÉRAPIE.
RÉDUISEZ LES ABSENCES AUX
RENDEZ-VOUS.
AUGMENTEZ LES BÉNÉFICES...
AVEC KINVENT

KINVENT.COM

7,500

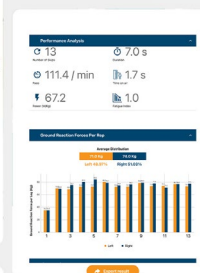
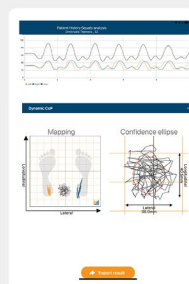
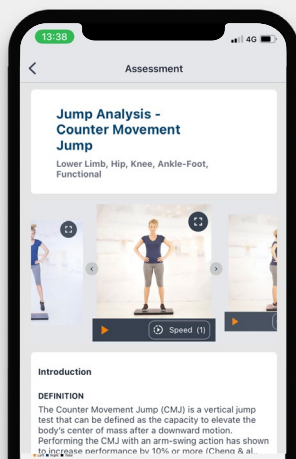
NOUVEAUX PATIENTS
CHAQUE MOIS

700,000

ÉVALUATIONS

1 MILLION

SÉANCES



Active days
24