



Le squat complet : Amicalement vôtre ?

par [P. Debraux & A. Manolova](#) | 4 Mars 2014

[f](#) [t](#) [p](#) [e](#) [+](#) 566



Sommaire :



I. Introduction



II. Contraintes en fonction des variantes de flexion en squat

1. Au niveau des articulations du genou

- Influence des structures tendineuses dans la flexion
- Les charges tolérables en fonction de la variante du Squat
- L'avancée des genoux : interdit ?

2. Au niveau des cartilages articulaires du genou

3. Au niveau des ligaments croisés

4. Au niveau des tendons

5. Au niveau des vertèbres lombaires



III. Conclusion



IV. Références

Parmi les exercices de musculation, le **squat** est l'un des exercices de référence pour le renforcement musculaire des membres inférieurs. Du bodybuilder à l'athlète de haut-niveau cherchant à maximiser ses qualités de force et d'explosivité, le squat est un exercice de choix pour le développement de la masse musculaire et des qualités physiques. Cependant, **il est aussi un des exercices les plus redoutés, par sa difficulté mais également par sa dangerosité supposée**. La littérature scientifique, des livres grands publics, des sites internet, et même certains professionnels du sport suggèrent que le squat complet serait plus dangereux pour les genoux et la colonne vertébrale que le squat partiel. Ainsi, selon ces sources, il serait plus sain de fléchir partiellement les genoux que de s'accroupir complètement...

Mais vous le savez tous, les idées reçues dans le sport sont très nombreuses. Basées généralement sur une mauvaise interprétation d'informations pourtant pertinentes, il n'en faut généralement pas plus pour lancer



des décennies d'erreurs à répétition. Avec ce dossier, basé sur une méta-analyse d'un groupe de chercheurs allemands, **vous aurez à votre disposition toutes les informations pour juger de la culpabilité ou non du squat complet dans les problèmes de genou et de dos.** Bien sûr, comme tous nos dossiers, il sera mis à jour régulièrement en fonction des dernières avancées scientifiques.

Figure 1. Le squat partiel, le choix de la sûreté ?

I. Introduction [Retour au sommaire]

Comme expliqué précédemment, le squat est un exercice très populaire en musculation et en préparation physique. L'entraînement avec résistance ayant pour but de développer la force, l'explosivité, la puissance et l'hypertrophie musculaire, le squat est généralement choisi pour ce travail sur les membres inférieurs. Il est un exercice poly-articulaire (*i.e.* il implique plusieurs articulations), et de nombreux grands groupes musculaires sont sollicités (*e.g.*, Extenseurs de la cheville, du genou et de la hanche). De plus, de nombreuses études ont montré son efficacité dans le transfert des compétences acquises aux performances de terrain (*e.g.*, sauts, sprints, etc.).

Il est possible de distinguer 3 principaux types de squat :

- **Le Back Squat "barre basse"** : La barre repose sur le dos au niveau des deltoïdes postérieurs (Fig. 2).
- **Le Back Squat "barre haute"** : La barre repose sur les trapèzes supérieurs, en-dessous de la 7^{me} vertèbre cervicale (Fig. 3).
- **Le Front Squat** : La barre est tenue en pronation, les bras sont horizontaux et la barre repose sur les deltoïdes antérieurs (Fig. 4).

Comme vous pouvez le constater sur les 3 schémas présentés ci-dessous, la principale différence entre ces 3 types de squat est l'inclinaison du buste. En effet, pour une application correcte des forces au niveau du sol, et donc d'un bon équilibre lors du mouvement, l'inclinaison du buste sera dépendante du placement de la barre. La version "barre basse" du Back Squat se retrouve généralement chez les powerlifters afin de recruter de manière encore plus importante les érecteurs du rachis et les extenseurs de la hanche.

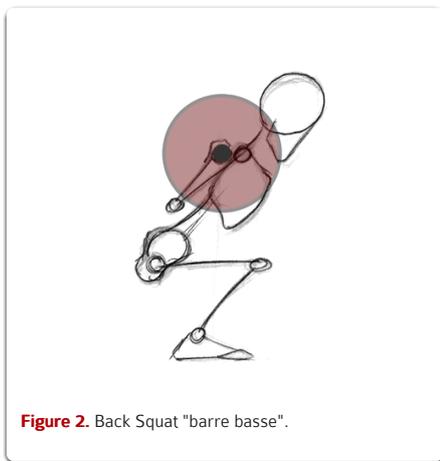


Figure 2. Back Squat "barre basse".

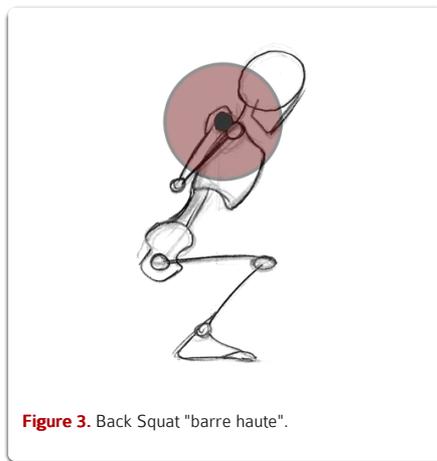


Figure 3. Back Squat "barre haute".

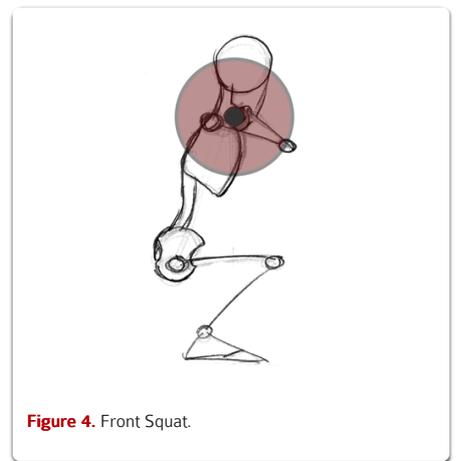


Figure 4. Front Squat.

Pour chacun de ces types de squat, la pratique et la littérature scientifique distingue environ 4 variantes qui sont définies en fonction de l'amplitude de flexion des genoux. Ainsi, nous distinguons ces variantes de la flexion la plus partielle à la plus complète :

- **1/4 Squat** : Cela correspond à une flexion de genou comprise entre **110 et 140°** (Fig. 5).
- **1/2 Squat** : Cela correspond à une flexion de genou comprise entre **80 et 100°** (Fig. 6).
- **Squat parallèle** : Cela correspond à une flexion de genou comprise entre **60 et 70°** (Fig. 7).
- **Squat complet (ou profond)** : Cela correspond à une flexion de genou comprise entre **35 et 45°** (Fig. 8).

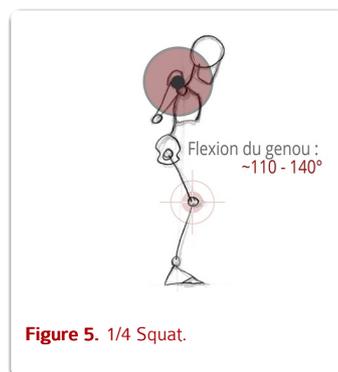


Figure 5. 1/4 Squat.

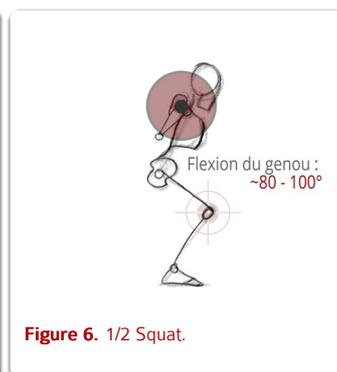


Figure 6. 1/2 Squat.

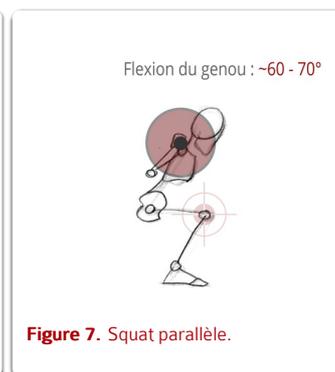


Figure 7. Squat parallèle.

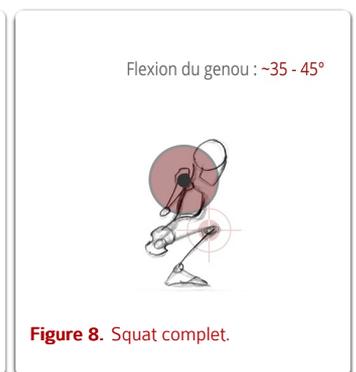


Figure 8. Squat complet.

Plusieurs études, la plupart basées sur des données obtenues à l'aide de l'électromyographie (EMG), ont suggéré que les squats avec une flexion de genou inférieur à 90° n'induieraient pas de plus grande stimulation nerveuse au niveau des quadriceps car leur activité EMG restait constante. Escamilla (2001) et Schoenfeld (2010) ont même indiqué que minimiser la pratique du squat complet permettrait de réduire les contraintes de compression et de cisaillement au niveau des articulations du genou : l'articulation tibio-fémorale (entre le tibia et le fémur) et l'articulation patello-fémorale (entre la patella et le fémur) (Fig. 9).

Mais en comparaison au squat complet, les 1/4 et 1/2 squats nécessitent plus de charges pour induire un stimulus d'entraînement suffisant au niveau des extenseurs du genou et de la hanche. Cela est dû à un avantage des leviers mécaniques (voir courbe ascendante de force). Mais en augmentant les charges, une augmentation linéaire de la charge de compression sur les vertèbres et les disques inter-vertébraux apparaît...

De plus grosses charges, exigent un plus grand degré de stabilisation du tronc afin de contrecarrer les forces de cisaillement au niveau de la colonne vertébrale. Enfin, les charges plus lourdes induisent une augmentation des forces de compression au niveau tibio-fémoral et patello-fémoral. Or, toutes ces nuances n'ont pas été prises en compte dans les études qui déconseillent le squat complet. Et il n'est pas encore très clair si le 1/4 et le 1/2 squat permettent moins de contraintes sur les articulations en jeu que lors du squat complet...

II. Contraintes en fonction des variantes de flexion en squat [\[Retour au sommaire\]](#)

Ce chapitre a pour but d'exposer les différentes données scientifiques sur les contraintes mécaniques subies par le corps lors des différentes variantes du squat. L'objectif est de comparer ces informations afin de confirmer ou d'infirmer la mauvaise réputation que le squat complet possède.

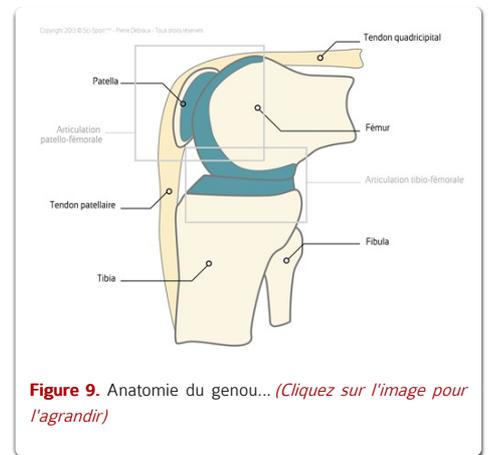


Figure 9. Anatomie du genou... (Cliquez sur l'image pour l'agrandir)



Figure 10. Le squat complet est-il néfaste pour les genoux ? Et qu'en est-il des versions partiels du squat ?

1. Au niveau des articulations du genou [\[Retour au sommaire\]](#)

Comme expliqué plus haut, nous parlerons des articulations du genou (au pluriel). Vous pouvez le constater dans la Figure 9, le genou se compose de l'articulation patello-fémorale (articulation trochléenne) et de l'articulation tibio-fémorale (articulation condylienne). Lorsqu'ils étudient les contraintes qui s'exercent sur le genou, les chercheurs s'intéressent à ces deux articulations et aux forces en compression et en cisaillement (voir encadré ci-dessous). Dans la littérature scientifique, il existe 3 études principales qui se basent sur les forces agissant sur les genoux pour les recommandations sur la profondeur du squat.



Traction, compression et cisaillement ? [\(Cliquez pour Afficher / Masquer\)](#)

La première étude date de 1986. Les deux auteurs, Nisell et Ekholm, ont étudié les forces compressives tibio- et patello-fémorales chez un powerlifter de 110kg en Back Squat "barre basse" à 250kg (soit 2.27 x pdc). Les résultats sont présentés dans le tableau ci-dessous. Parce que les forces compressives tendo-fémorales (*i.e.*, les forces agissant entre le tendon du quadriceps et les condyles fémoraux) ont un pic de 6000N au moment de l'inversion "descente-montée", Escamilla (2001) a recommandé d'éviter le squat en-dessous de 90° (soit un 1/2 squat) pour minimiser les risques de blessures du complexe tendo-fémoral...

Escamilla et al. (1998) ont calculé les forces compressives patello-fémorales en 1/2 Squat (Flexion à 80°) à 70-75% du 1RM. Dans la phase excentrique, les forces compressives les plus importantes apparaissaient à 95° (4550 N, soit 4.9 x pdc) et dans la phase concentrique, le pic de compression était atteint à 85° (4050 N, soit 4.4 x pdc). L'étude réalisée en 2001 par les mêmes chercheurs a confirmé ces résultats. Dans les deux études, les plus petites forces de compression apparaissaient à 130°. Ainsi, Escamilla (2001) conseillait des 1/4 Squat si des problèmes dégénératifs au niveau du complexe tendo-fémoral étaient déjà présents.

Cependant, il n'est pas si simple de conseiller le 1/4 Squat en fonction de ces résultats car cela ne prend pas en compte l'influence les différentes surfaces de contact et structures tendineuses et les différentes charges tolérées en fonction de la variante du Squat...

Tableau 1. Forces de compression tibio- et patello-fémorales lors du Back Squat.				
Nisell et Ekholm (1986)	Back Squat « barre basse » @250kg	50°	6750 – 7000 N	6.3 – 6.5 x pdc
		90°	6000 – 6250 N	5.6 – 5.8 x pdc
		120°	5000 – 5500 N	4.6 – 5.1 x pdc
Escamilla et al. (1998)*	½ Squat @70-75% du 1RM	95° (Phase excentrique)	4550 N	4.9 x pdc
		85° (Phase concentrique)	4050 N	4.4 x pdc

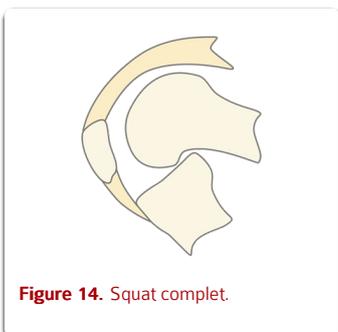
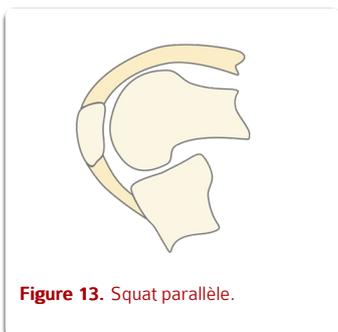
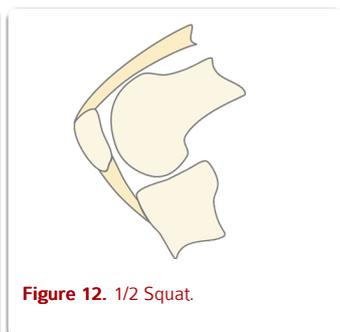
*Dans l'étude d'Escamilla et al. (1998), seules les forces compressives patello-fémorales sont prises en compte.

a. Influence des structures tendineuses dans la flexion [Retour au sommaire]

Au niveau de l'articulation patello-fémorale :

À partir de mesures réalisées sur des genoux de cadavres, les plus grandes forces de compression rétro-patellaires (*i.e.*, les forces agissant entre le fémur et la patella) sont observées à 90° de flexion (Fig. 12). Et il semble qu'à des flexions plus importantes (Fig. 13 et 14), le contact supplémentaire entre le tendon du quadriceps et la gouttière intercondylienne (*i.e.*, le complexe tendo-fémorale) contribue à améliorer le transfert des forces. Ce qui peut laisser supposer un risque de blessures plus faible. Cette idée est renforcée par le fait qu'en Squat complet, la charge déplacée est inférieure et qu'il existe une adaptation des tissus passifs à l'entraînement. Aussi, **les inquiétudes sur une dégradation du complexe tendo-fémorale semblent infondées et injustifiées.**

A cela s'ajoutent les informations obtenues par I.R.M. qui montrent que plus la flexion du genou est importante (*i.e.*, < 90°), et plus grande sera la surface rétropatellaire en contact. Ainsi, il est possible d'observer une diminution des forces compressives (puisque les forces sont réparties sur une plus grande surface) et donc, une diminution des contraintes sur l'articulation.



Au niveau de l'articulation tibio-fémorale :

Au niveau du plateau tibial, il semble que le principe soit le même. L'augmentation de la flexion du genou induit un élargissement de la zone de déformation des cartilages, c'est-à-dire, une plus grande surface de contact, et donc une diminution des forces compressives. En 2011, une étude de Pernitsch et Brunner a comparé ces forces de compression (tibio- et patello-fémorales) en Front Squat (1/2 Squat à 85°) et en Squat parallèle. Un participant de 69 kg déplaçait une barre de 80kg. Les plus grandes forces compressives étaient observées à 85° en 1/2 Front Squat, au moment où l'inversion "descente-montée" se fait (Tableau 2). Alors qu'en Squat Complet, de 88° à 58° en phase excentrique et de 58° à 90° en phase concentrique, les forces restaient constantes.

Tableau 2. Comparaison des forces de compression tibio- (F_{TF}) et patello-fémorales (F_{PF}) entre différentes variantes du squat. D'après Pernitsch et Brunner, 2011.			
		F_{PF} (N)	F_{TF} (N)
½ Front Squat	85°	4781	4893
Squat Complet	58°	3995	4437
Squat Jump	108°	4352	4708

b. Les charges tolérables en fonction de la variante du Squat [Retour au sommaire]

Nous le répétons depuis le début de ce dossier : la charge déplacée lors d'un Squat Complet est inférieure à celle déplacée lors des flexions plus partielles. Et cette différence de charge n'a pas été prise en compte dans les estimations scientifiques des forces articulaires. En 1/4 Squat (120°), des étudiants sont capables de porter jusqu'à 3.9 x pdc et des footballeurs professionnels sont capables de déplacer 2.75 x pdc en 1/2 Squat. Or, plus les charges augmentent et plus les forces compressives tibio- et patello-fémorales seront grandes. Cela montre que les estimations de Nisell et Ekholm (1986) et d'Escamilla et al. (2001) pour les angles de flexion de 130° sont trop faibles, et que **les squats partiels ne présenteront pas des forces compressives inférieures puisque les charges déplacées seront plus lourdes.**

De même, Hartmann et al. (2012) ont montré que des étudiants avec peu d'expériences en musculation pouvait soulever en 1/4 Squat, 4.02 fois la charge qu'ils déplaçaient en Squat complet et 4.38 la charge en Front Squat complet. Nous pouvons alors imaginer que chez des athlètes confirmés, les charges soulevées en Squat partiel soient énormes. Ainsi, le powerlifter qui réalisait 250kg en Squat complet pourrait déplacer une charge supérieure à 1000kg en 1/4 Squat... Bien évidemment, à ce niveau, ce serait la musculature du dos qui ne pourrait supporter cette charge. L'effort de stabilisation pour contrecarrer les forces de cisaillement au niveau des vertèbres lombaires serait trop important.

c. L'avancée des genoux : interdit ? [Retour au sommaire]

Concernant le squat, l'avancée des genoux par rapport aux pieds est souvent un sujet de discorde. Il est souvent recommandé sur internet, et même dans certaines formations payantes de limiter l'avancée des genoux au niveau de la ligne verticale formée à partir de la pointe des pieds. Ces consignes auraient pour but de minimiser les forces de cisaillement tibio-fémorales...

En fait, cette consigne est une aberration. Elle est issue d'une unique étude de 1972 ! Cela fait donc plus de 42 ans, que certaines personnes propagent une information sans fondement scientifique...

Dans cette étude, 12 Squat parallèles ont été analysés en vidéo, mais seulement 3 de ces analyses ont été présentées dans l'étude. La personne qui présentait les plus grandes forces de cisaillement tibio-fémorales était celles qui avançait le plus les genoux... **mais c'était également la seule à s'arrêter à 90° de flexion.** Les deux autres participants squattaient à 61 et 69°. Les informations fournies dans cette recherche ne permettent pas de connaître précisément l'origine de ces forces de cisaillement : l'inclinaison du buste, la flexion partielle des genoux... Et lorsque que l'on regarde les limites de rupture des ligaments croisés d'un genou sain, l'avancée des genoux ne pose aucun problème. D'autant plus que la position des genoux par rapport aux pieds sera dépendante de la longueur des os des membres inférieurs. Enfin, comme nous vous l'expliquons dans [cet article](#), List et al. (2013) ont montré que si une personne limite l'avancée de ces genoux, c'est sur le bas du dos que les contraintes seront plus élevées. **Il est donc primordial de ne pas s'occuper de l'avancée des genoux (cela dépend de la longueur de vos segments), mais de travailler sa mobilité pour une flexion complète et de renforcer les extenseurs de la hanche et les érecteurs du rachis pour garder un dos solide.**

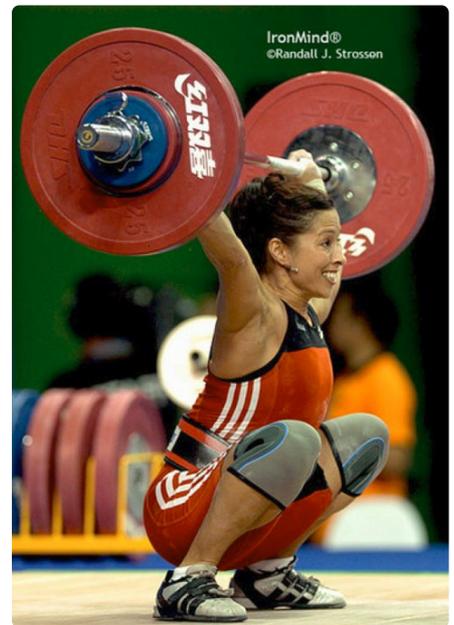


Figure 15. Pas sûr que cette haltérophile se trompe sur le placement de ses genoux...



Ce qu'il faut retenir de cette partie :

- Recommander le 1/2 ou le 1/4 Squat peut être contre-productif...
- Les squats partiels permettent de soulever plus lourd mais **cela augmente d'autant plus les forces agissant au niveau des genoux.**
- **Les forces appliquées au genou diminuent avec l'augmentation de la flexion** grâce à de plus grandes surfaces de contact.
- L'avancée des genoux n'a pas de conséquences néfastes pour la santé des genoux et cela peut sauver votre dos.

2. Au niveau des cartilages articulaires du genou [Retour au sommaire]

Les haltérophiles sont systématiquement confrontés dans leur entraînement à des Squats complets et à des exercices avec flexion complète du genou, tout en soulevant de lourdes charges avec de fortes accélérations/décélérations. Il est donc logique d'imaginer que ces athlètes sont plus à même de souffrir de blessures aux genoux...

Cependant, plusieurs études ont montré que le taux de blessures chez des haltérophiles de niveau national à international au niveau des genoux étaient extrêmement faibles. [Calhoon et al. \(1999\)](#) ont montré que chez 27 haltérophiles, durant une période de 6 ans, le taux de blessures étaient de 3.3 pour 1000 heures d'entraînement. Une autre étude parue en 2010 a montré que chez 1109 haltérophiles, sur 4 années, aucun n'avait subi une blessure qui nécessiste une opération ([Lavalley et Balam, 2010](#)). Une autre étude ([Hamill, 1994](#)) a montré que sur 168 551 heures d'entraînements, 1634 haltérophiles présentaient un taux de blessures de 0.0017 pour 100 heures d'entraînement, soit beaucoup moins que le basket (0.03) ou l'athlétisme (0.57). Il semblerait que les blessures aux genoux surviennent essentiellement lors des phases de réception en squat complet, comme lors de l'épaulé-jeté, par exemple.

Pour des flexions de genou de 60-110°, ce sont les accélérations plus que la charge sur la barre qui déterminent les forces compressives. Plus la vitesse de descente est grande, et plus la phase de décélération sera importante. Cela aura pour conséquence d'augmenter les forces tibio-fémorales en cisaillement et compressives lors de l'inversion flexion-extension. Pour des personnes non-habituées, il paraît donc important de contrôler la descente.

À un niveau international, un haltérophile possède une vitesse angulaire au niveau de ses genoux d'environ 465°/s en arraché (1RM). Cela augmente donc fortement les forces subies par le genou. Toutefois, les études avec I.R.M. montrent que ces sportifs de haut-niveau possèdent des épaisseurs de cartilage significativement supérieures à des personnes normales. Ce qui signifie que leurs genoux supportent des contraintes supérieures. De plus, il a été montré que l'activité physique pouvait mener à des processus d'adaptation des tissus cartilagineux, permettant ainsi une meilleure tolérance aux contraintes mécaniques, protégeant contre les processus dégénératifs. [Gratzke et al. \(2007\)](#) ont montré qu'il n'y avait aucun défaut de cartilage tibio- ou patello-fémoral chez un groupe d'haltérophile. **Pour des haltérophiles s'entraînant depuis 17 ans, le risque de dégénérescence des cartilages du genou ne semble pas plus élevé que celui de la population sédentaire du même âge.**

Tableau 3. Estimation des contraintes de compression patello-fémorales lors de différentes variantes de Squat. D'après Hartmann et al., 2014.

Squat Jump	60°	0	8 MPa
	94°	0	11 MPa
	108°	0	11 MPa
Front Squat parallèle	66°	30kg	10 MPa
	58°	80kg	10 MPa
½ Front Squat	86°	80kg	12 MPa
½ Back Squat	80-90°	146kg	11.6 MPa

Même s'il est généralement supposé que le squat complet avec charge lourde excède le seuil de compression des cartilages articulaires du genou, peu d'études permettent l'extrapolation de résultats in vitro aux conditions in vivo. Tout simplement car les mesures sont souvent réalisées en laboratoire sur des cadavres, ce qui ne permet de prendre compte le tonus musculaire agissant dans le processus de protection. De plus les façons d'appliquer les contraintes ne sont pas toujours représentatives des conditions réelles. Certaines études montrent que les cartilages de genou de bovins pourraient supporter jusqu'à 50 MPa. Ainsi, le **tableau 3** montre clairement que comme les forces, les contraintes au niveau des cartilages du genou augmentent avec des angles de flexion partiels.



Ce qu'il faut retenir de cette partie :

- Trop peu de données existantes sur les limites de rupture des cartilages humaines.
- L'extrapolation de certaines données permettent de voir qu'une plus grande flexion de genou permet de diminuer les contraintes.
- L'entraînement renforce les cartilages articulaires.
- Les haltérophiles de haut-niveau ont un taux de blessures au niveau des genoux extrêmement faibles.
- Pour le cartilage du genou, **le squat complet est donc moins traumatisant que les squats partiels.**

3. Au niveau des ligaments croisés [Retour au sommaire]

La stabilité de l'articulation du genou est assurée par les forces de compression tibio-fémorales et grâce en partie aux ligaments croisés. Les forces combinées des ischio-jambiers et des quadriceps permettent de limiter les translations tibio-fémorales et donc de diminuer les tensions subies par les ligaments croisés (antérieur et postérieur). En effet, les forces de cisaillement antérieure (agissant sur le ligament croisé antérieur) et postérieure (agissant sur le ligament croisé postérieur) sont néfastes pour les structures ligamentaires et peuvent infliger de sérieux dégâts. D'ailleurs, l'amplitude des forces de cisaillement est très dépendante de l'exécution technique et du niveau de l'athlète.

La résistance à la rupture est définie comme la charge maximale que les ligaments et les tendons peuvent maintenir avec leur rupture. En 1994, **Race et Amis** ont estimé la résistance de rupture du ligament croisé postérieur (LCP) à environ 1620 (\pm 500) N sur des cadavres d'hommes de 53 à 98 ans. Chez des hommes de moins de 26 ans, **Noyes et Grood (1976)** ont extrapolé des résistances de rupture du LCP à 4000 N. Enfin **Woo et al. (1991)** ont mesuré ex vivo des résistances de rupture du ligament croisé antérieur (LCA) allant de 1730 à 2160 N chez des hommes âgés de 18-35 ans. **Sachant cela, il reste à voir si le squat complet impacte négativement sur les ligaments croisés...**

Les forces de cisaillement ont tendance à augmenter avec l'augmentation de la charge lors du squat. Toutefois, il semble que le degré de flexion du genou ait une très forte influence sur le niveau de ces forces de cisaillement. Le **tableau 4** résume les informations extraites de différentes études qui ont estimé les forces de cisaillement agissant sur le LCP. Comme vous pouvez le constater, même si certaines estimations semblent aberrantes, les forces de cisaillement augmentent avec les charges, mais la flexion profonde ne provoque pas de forces de cisaillement supérieures. En effet, pour des personnes de moins de 26 ans, **pour le 1/2 Squat, avec des charges de 1.16 à 2.25 x pdc, les forces de cisaillement sur le LCP représentent entre 13.39 et 51.65% de la résistance de rupture. Pour les squats parallèle et complet, avec des charges de 0.43 à 2.27 x pdc, les forces de cisaillement sur le LCP représentent entre 19.7 et 45% de la résistance de rupture.**

Tableau 4. Résumé des études ayant estimées les forces de cisaillement appliquées sur le ligament croisé postérieur.

Etudes	Type de squat	Charge	Force de cisaillement
Toutoungi et al. (2000)	½ Squat (80°)	PdC	Moy. : 2704 N (3.5 x pdc)
Dahlkvist et al. (1982)	½ Squat (90°)	PdC	Moy. : 2913 N (3.9 x pdc)
Sahli et al. (2008)	½ Squat (90°)	PdC	Moy. : 225 N (0.29 x pdc)
Sahli et al. (2008)	½ Squat (90°)	95kg (1.2 x pdc)	Moy. : 535 N (0.7 x pdc)
Pernitsch et Brunner (2011)	½ Front Squat (85°)	80kg	Moy. : 621 N (0.92 x pdc)
Escamilla et al. (1998, 2001) Wilk et al. (1996)	½ Squat (90°)	133-147kg	Moy. : 1783-2066 N (1.96-2.25 x pdc)
Pernitsch et Brunner (2011)	Front Squat parallèle (68°)	30kg	Max. : 792 N (1.16 x pdc)
	Front Squat parallèle (58°)	80kg	Max. : 787 N (1.17 x pdc)
Nisell et Ekholm (1986)	Squat complet (50°)	250kg	Max. : 1800 N (1.67 x pdc)

Même constat au niveau du ligament croisé antérieur, les forces de cisaillement agissant sur ce ligament ont été estimées par quelques études. Les résultats sont présentés dans le **Tableau 5**. Et vous pouvez voir qu'en **squat parallèle ou profond avec des charges égales ou supérieures, les forces de cisaillement sont inférieures à celles observées en squat partiel. Et dans tous les cas, les forces sont très éloignées de la résistance de rupture du LCA.**

Tableau 5. Résumé des études ayant estimées les forces de cisaillement appliquées sur le ligament croisé antérieur.

Etudes	Type de squat	Charge	Force de cisaillement
Toutoungi et al. (2000)	½ Squat (80°)	PdC	Moy. : 28 N (0.03 x pdc) en phase concentrique
Pernitsch et Brunner (2011)	½ Front Squat (85°)	80kg	Max. : 719 N (1.06 x pdc) à 138° en phase concentrique
Pernitsch et Brunner (2011)	Front Squat parallèle (58°)	80kg	Max. : 251 N (0.37 x pdc) à 158° en phase concentrique
Nisell et Ekholm (1986)	Squat complet (50°)	250kg	Max. : 500 N (0.46 x pdc) dans les derniers 30° en phase concentrique

En analysant tous ces résultats, en Squat complet, ni pour le LCP, ni pour le LCA, les forces de cisaillement n'atteignent les limites de rupture à la résistance, et par conséquent ne blesseront les ligaments. D'ailleurs, des interventions de 8 à 21 semaines confirment que le squat parallèle ou complet ne cause aucun problème à la stabilité ligamentaire du genou (Meyers, 1971; Chandler et al., 1989 et Panarrello et al., 1994). Chandler et al. (1989) ont montré que des powerlifters et des haltérophiles avaient une stabilité du genou significativement supérieures à des personnes sédentaires.

Des études sur animaux ont même permis à s'assurer que les ligaments étaient des structures adaptatives. L'IRM d'haltérophiles professionnels a d'ailleurs montré que les aires de section transversale du LCA et du LCP étaient nettement supérieures à celles de personnes du même âge, de même taille et de même masse corporelle mais qui ne s'entraînaient pas. Ce qui laisse supposer qu'**un entraînement en force permet d'accroître la résistance des ligaments, ce qui causerait moins de risques de blessures.**



Ce qu'il faut retenir de cette partie :

- **Le squat complet n'est pas plus néfaste que les squats partiels pour les ligaments.**
- Les forces de cisaillement augmentent avec l'augmentation de la charge, mais restent bien en-dessous des limites de résistance.
- Sur le long-terme, **l'entraînement en force améliore la résistance à la rupture des ligaments.**

4. Au niveau des tendons [Retour au sommaire]

Il a parfois été suggéré que réaliser des squats à amplitude complète pourrait augmenter le risque de tendinite du tendon patellaire (*i.e.*, le tendon situé entre la patella et le tibia) (Fig. 9). Il a été démontré que l'entraînement en force permet d'augmenter l'aire de section transversale des tendons d'achille et patellaire, ce qui améliorerait ces capacités mécaniques. En effet, Stäubli et al. (1996) ont déterminé la résistance à la rupture du tendon quadricipital (*i.e.*, entre le quadriceps et la patella) à 2173 N et la résistance à la rupture du tendon patellaire à 1953 N. Mais d'autres études ont montré que cette résistance à la rupture est surtout liée à l'épaisseur du tendon. **Plus le tendon sera épais et plus il sera résistant.**

Des arrachements du tendon ont déjà été observés au niveau du genou, chez un powerlifter lors d'un Squat parallèle à 382.5kg et chez un haltérophile durant un jeté. Les forces pour ces ruptures ont été estimées entre 8 000 et 13 100 N pour le tendon patellaire (soit 8-16 x pdc) et entre 10 900 et 18 300 N pour le tendon quadricipital (soit 11-19 x pdc). **Ces estimations supportent l'hypothèse de l'influence à long-terme de l'entraînement en force sur les structures tendineuses**. De plus, de plus en plus d'études démontrent que ces améliorations structurelles dépendent de la tension mais aussi de la compression, comme c'est le cas lors du Squat complet.



Ce qu'il faut retenir de cette partie :

- À long-terme, l'entraînement en force provoque l'augmentation de la section transversale des tendons.
- Un tendon plus épais est plus résistant ce qui limite le risque de blessure.

5. Au niveau des vertèbres lombaires [Retour au sommaire]

Il n'existe aucune étude comparative des forces de compression ou de cisaillement qui s'exercent sur la colonne vertébrale en fonction de la profondeur du squat avec des charges maximales. Mais en 1985, **Cappozzo et al.** ont estimé la force de compression au niveau des vertèbres L3/L4 entre 3100 et 7324 N (soit 6-10 x pdc) lors d'un 1/4 et d'un 1/2 Squat avec une charge équivalente à 0.8-1.6 x pdc. Dans une autre étude, lors d'un 1/4 Squat à 3.9 x pdc, les forces de compression de L3/L4 étaient équivalentes à 20 x pdc. En 1980, une étude avait estimé la force maximale en compression à 11 000 N...

En voyant que certaines études fournissent des estimations qui s'approchent voire dépassent 11 000 N, on comprend très bien que comme pour les autres structures, la densité minérale osseuse profite de l'entraînement en force pour être stimulée et renforcée. D'ailleurs, des études réalisées avec I.R.M. ont montré que les vertèbres lombaires d'haltérophiles étaient plus grosses que celles d'autres sportifs comme des coureurs de longue distance ou des footballeurs. Or, **plus une structure osseuse est grosse et plus elle supporte de fortes contraintes.**

Au niveau de la mobilité des vertèbres lombaires (Fig. 16), une analyse tridimensionnelle a montré que plus la charge en 1/2 Squat augmente et plus les athlètes placent leur colonne lombaire en hyperextension (Walsh et al. 2007). Or, Adams et al. (2000) ont montré qu'en compression axiale, une extension de seulement 2° de L4/L5 augmentait significativement les contraintes sur la partie postérieure de la vertèbre et du disque intervertébral. Mais comme l'angle de la hanche varie au cours du mouvement, les risques sont limités.

Cependant, le squat profond implique le risque d'annuler la lordose lombaire au point d'inversion "descente-montée". Avec la fatigue, les études montrent qu'on se penche plus facilement vers l'avant, ce qui augmente le risque de forces compressives et de cisaillement. Pour minimiser ce risque, il est nécessaire d'induire une extension lombaire juste avant ce point d'inversion. Cela aurait pour conséquence d'activer les érecteurs du rachis et de réduire les forces de cisaillement sur les disques intervertébraux. Sur 6 années, Calhoun et al. (1999) ont observé un taux de blessures de 3.3 pour 1000 heures d'entraînement chez des haltérophiles. Les absences à l'entraînement pour cause de blessures au niveau du bas du dos ont duré moins d'une journée dans 87.3% des cas et moins d'une semaine pour les autres cas. Preuve il en est que la technique et le renforcement adéquat permettent de minimiser les risques de blessures.

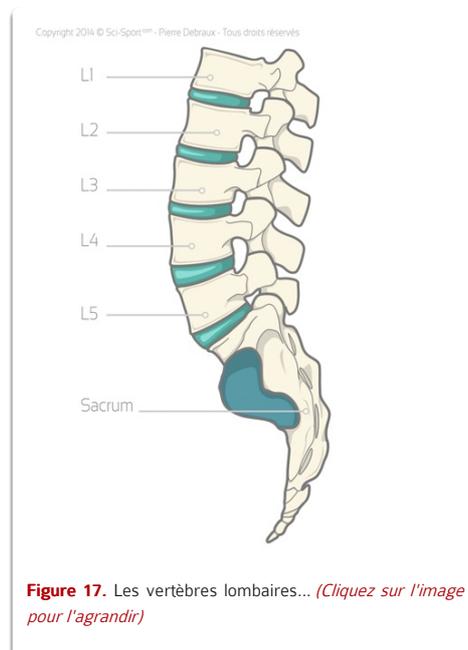


Figure 17. Les vertèbres lombaires... (Cliquez sur l'image pour l'agrandir)



Ce qu'il faut retenir de cette partie :

- La colonne vertébrale peut subir de grandes contraintes en compression.
- Avec l'entraînement en force, la densité minérale osseuse des vertèbres semble améliorée.
- La mobilité du bassin et la force des érecteurs du rachis aident à limiter les risques de blessures.

III. Conclusion [Retour au sommaire]

Pour des athlètes de haut-niveau, l'entraînement permet d'atteindre des performances au Squat complet à plus de 2 x pdc. **Il n'est pas clair pourquoi de plus grands risques pour les tissus passifs sont associés au Squat complet alors que la charge déplacée est bien plus faible dans cette variante...** Comparé au 1/4 Squat ou au 1/2 Squat, en Squat complet, les contraintes sont plus faibles au niveau des genoux et des vertèbres lombaires. Si la technique est maîtrisée et l'augmentation de la charge progressive, **le Squat complet est un excellent exercice pour le renforcement des membres inférieurs et la réduction du risque de blessures.**

Toutefois, **le Squat complet nécessite plus de travail que les autres variantes car il fait appel à une plus grande mobilité des chevilles, des genoux et des hanches.** Il n'est donc pas recommandé de vouloir réaliser des Squats complets sans apprentissage de la technique correcte au poids de corps et sans travail de la mobilité des membres inférieurs, des hanches et de la cage thoracique.

N'hésitez pas à poser toutes vos questions et à discuter de cet article sur notre [forum](#).

V. Références [Retour au sommaire]

1. Hartmann H, Wirth K and Klusemann M. Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load. Sports Med. 2013; 43(10):993-1008.
2. Wretenberg P, Feng Y, Arborelius UP. High- and low-bar squatting techniques during weight-training. Med Sci Sports Exerc. 1996;28:218-24.
3. Escamilla RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. Med Sci Sports Exerc. 2001;33:127-41.
4. Cappozzo A, Felici F, Figura F, et al. Lumbar spine loading during half-squat exercises. Med Sci Sports Exerc. 1985;17: 613-20.
5. Sahli S, Rebai H, Elleuch MH, et al. Tibiofemoral joint kinetics during squatting with increasing external loads. J Sport Rehabil. 2008;17:300-15.
6. Nisell R, Ekholm J. Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture. Scand J Sports Sci. 1986;8:63-70.
7. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, et al. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. Med Sci Sports Exerc. 1998;30:556-69.
8. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, et al. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. Med Sci Sports Exerc. 2001;33:1552-66.
9. Pernitsch H, Brunner F. Zur Kniebeuge. Technik-Methodik- Medizin-Biomechanik-Praxis. [https://www.spsport.at/download/ Kniebeuge.pdf](https://www.spsport.at/download/Kniebeuge.pdf). Accessed 7 Sept 2011.
10. Hartmann H, Wirth K, Klusemann M, et al. Influence of squatting depth on jumping performance. J Strength Cond Res. 2012;26:3243-61.
11. McKean MR, Dunn PK, Burkett BJ. Quantifying the movement and the influence of load in the back squat exercise. J Strength Cond Res. 2010;24:1671-9.
12. Ariel BG. Biomechanical analysis of the knee joint during deep knee bends with heavy loads. In: Nelson R, Morehouse C, editors. Biomechanics IV. Baltimore: University

Park Press; 1972. p. 44–52.

13. Wilk KE, Escamilla RF, Fleisig GS, et al. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *Am J Sports Med.* 1996;24:518–27.
14. Dahlkvist NJ, Mayo P, Seedhom BB. Forces during squatting and rising from a deep squat. *Eng Med.* 1982;11:69–76.
15. Caruntu DI, Hefzy MS, Goel VK, et al. Modeling the knee joint in deep flexion: "thigh and calf" contact. In: Summer Bioengineering Conference; 25–29 Jun 2003, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida. p. 459–60.
16. Zelle J, Barink M, De Waal Malefijt M, et al. Thigh-calf contact: does it affect the loading of the knee in the high-flexion range? *J Biomech.* 2009;42:587–93.
17. Calhoun G, Fry AC. Injury rates and profiles of elite competitive weightlifters. *J Athl Train.* 1999;34:232–8.
18. Lavallee ME, Balam T. An overview of strength training injuries: acute and chronic. *Curr Sports Med Rep.* 2010;9:307–13.
19. Hamill BP. Relative safety of weightlifting and weight training. *J Strength Cond Res.* 1994;8:53–7.
20. Gratzke Ch, Hudelmaier M, Hitzl W, et al. Knee cartilage morphologic characteristics and muscle status of professional weight lifters and sprinters: a magnetic resonance imaging study. *Am J Sports Med.* 2007;35:1346–53.
21. Noyes RF, Groot ES. The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg.* 1976;58-A:1074–82.
22. Woo SL-Y, Hollis JM, Adams DJ, et al. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. *Am J Sports Med.* 1991;19:217–25.
23. Toutoungi DE, Lu TW, Leardini A, et al. Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clin Biomech.* 2000;15:176–87.
24. Meyers EJ. The effect of selected exercise variables on ligament stability of the knee. *Res Q.* 1971;42:411–22.
25. Chandler TJ, Wilson GD, Stone MH. The effect of the squat exercise on knee stability. *Med Sci Sports Exerc.* 1989;21: 299–303.
26. Panariello RA, Backus SI, Parker JW. The effect of the squat exercise on anterior–posterior knee translation in professional football players. *Am J Sports Med.* 1994;22:768–73.
27. Stäubli H-U, Schatzmann L, Brunner P, et al. Quadriceps tendon and patellar ligament: cryosectional anatomy and structural properties in young adults. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1996;4:100–10.
28. Cooper DE, Deng XH, Burstein AL, et al. The strength of the central third patellar tendon graft. *Am J Sports Med.* 1993;21: 818–24.
29. Adams DJ, Mazzocca AD, Fulkerson JP. Residual strength of the quadriceps versus patellar tendon after harvesting a central free tendon graft. *Arthroscopy.* 2006;22:76–9.
30. Brinckmann P, Biggemann M, Hilweg D. Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Clin Biochem Suppl.* 1989;2:S1–27.
31. Hansson T, Roos B, Nachemson A. The bone mineral content and ultimate compressive strength of lumbar vertebrae. *Spine.* 1980;5:46–55.
32. McKean MR, Dunn PK, Burkett BJ. The lumbar and sacrum movement pattern during the back squat exercise. *J Strength Cond Res.* 2010;24:2731–41.
33. Cipriani DJ, Terry ME, Haines MA, et al. Effect of stretch frequency and sex on the rate of gain and rate of loss in muscle flexibility during a hamstring-stretching program: a randomized single-blind longitudinal study. *J Strength Cond Res.* 2012;26: 2119–29.

Nous vous rappelons que vous pouvez citer les articles sous réserve de limiter votre citation à 200 mots maximum et d'inclure un lien nominatif vers celui-ci. Tout autre utilisation, en particulier la copie en totalité sur un forum de discussions, sur un site internet ou tout autre contenu, est strictement interdite.



Menu

Accueil Site
Articles | Dossiers
Théorie | Interview
Lexique | Boutique
Forum | Mémoires de recherche
Diplômes Universitaires & Formations
À propos | Crédits

Catalogue

Bandes Élastiques
Packs Élastiques
Accessoires

Informations Boutique

Précautions d'emploi
Combinaison des bandes
Astuces
Bande élastique et tractions...
Bien choisir ses bandes...
Vidéos d'exercices
Comment placer les bandes...
Résistance des bandes
De la science à la pratique

La Boutique

Mentions Légales
Conditions Générales de Vente
Paiements sécurisés et Livraison
Crédits
Nous Contacter
Partenaires

Nous Suivre

Facebook
 Instagram
 Twitter
 Flux RSS
 Google+
 Newsletter
 YouTube