

# Paramètres biomécaniques et sensorimoteurs affectant la réponse biodynamique du système main-bras

*Denis Marchand, UQAM*

*Pierre Marcotte, IRSST*

Christian Larivière, IRSST

Christian Kelly, UQAM

Vincent Mandeville-Gauthier, UQAM



UQAM



# Introduction

---

L'exposition aux vibrations est une préoccupation importante pour la prévention des troubles musculosquelettiques aux membres supérieurs. Les vibrations main-bras sont spécifiquement reconnues pour être la cause du syndrome des vibrations, une maladie qui cause des atteintes au niveau vasculaire, musculosquelettique et neurosensoriel



*Phénomène, ou Syndrome de Raynaud : jusqu'à 1.5 M de Canadiens atteints (NLAMS)*



# Contraintes des outils « vibrants »

---

## **Faussent la perception des mécanorécepteurs de la main**

- Des fréquences élevées (plus de 20 Hz) et des amplitudes importantes (plus de  $1 \text{ m/s}^2$ ) nuisent à la perception de la force de préhension exercée sur un outil (Morioka et Griffin, 2009)

## **Activent la réponse des fuseaux neuromusculaires**

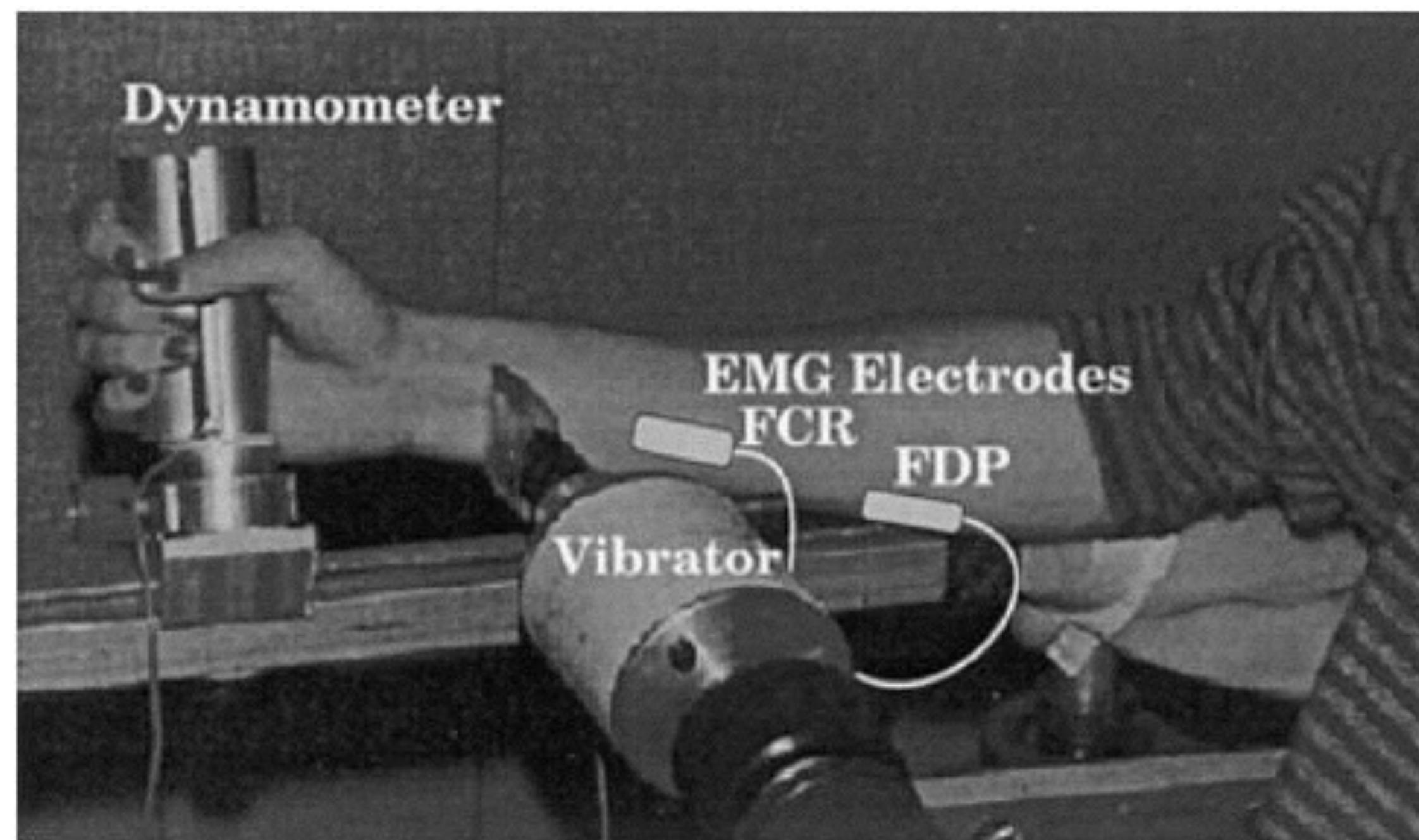
- Les mouvements d'oscillation des segments causent des micro étirements musculaires et tendineux qui augmentent involontairement la tension musculaire (Morioka et Griffin, 2009). Ce phénomène porte le nom de réflexe tonique vibratoire (Eklunk et Hagbarth, 1966)



# Contraintes des outils « vibrants »

---

- Le réflexe tonique vibratoire cause la stimulation des fuseaux neuromusculaires, ce qui entraîne une boucle réflexe de stimulation de contraction
- Park et Martin ont constaté une augmentation de 25 % de la sollicitation musculaire lors d'une contraction à 20 % de la contraction volontaire maximale exposée à une fréquence de 100 Hz (Park et Martin, 1997)





# Contraintes des outils

---

Vibrations et moment de force causent une charge statique





# Contraintes des outils

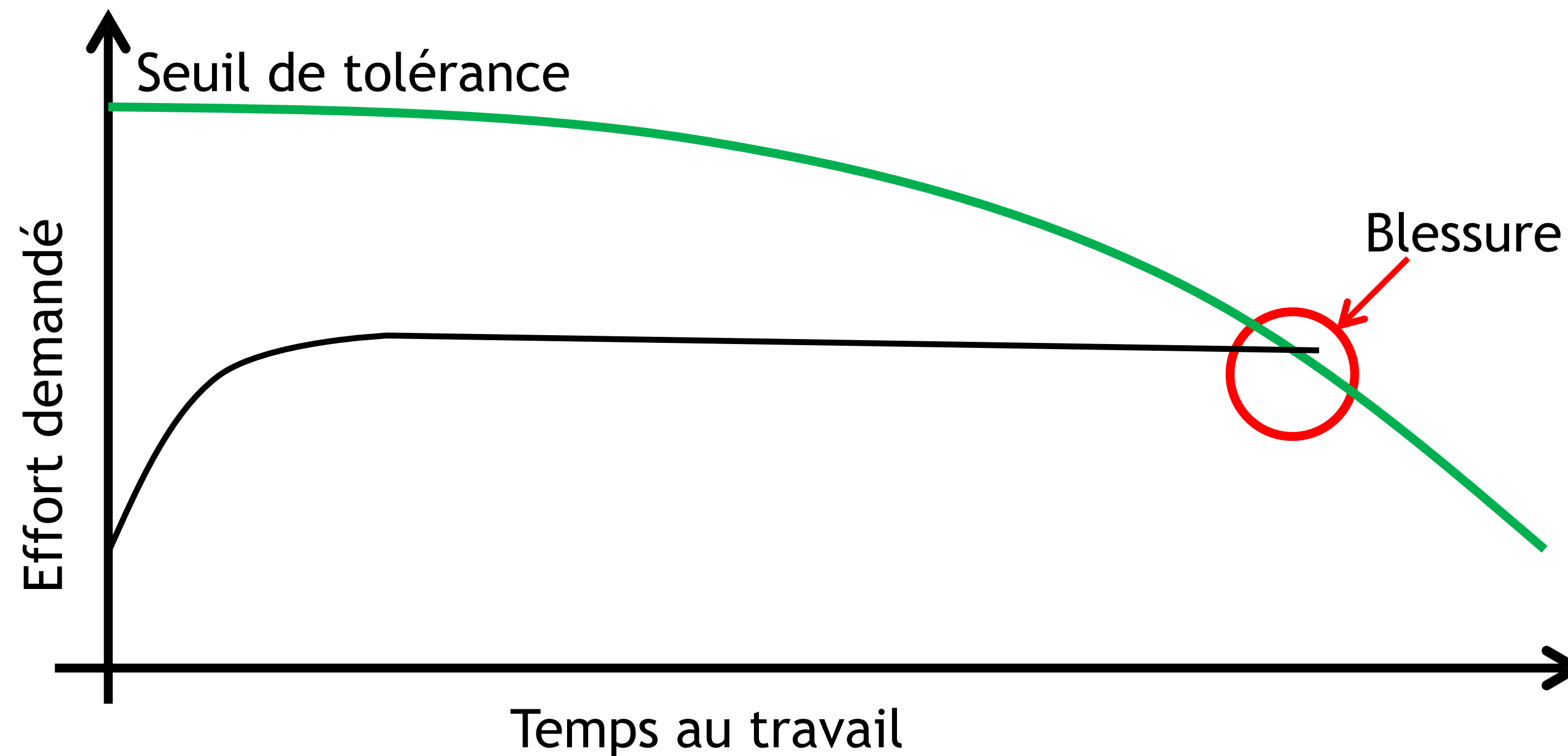
## Moment de force de l'outil



# Mécanisme d'apparition des blessures

---

- Les vibrations augmentent la charge statique des muscles
- La diminution de la tolérance des structures risque d'être plus rapide



Adapté de : McGill (1997)



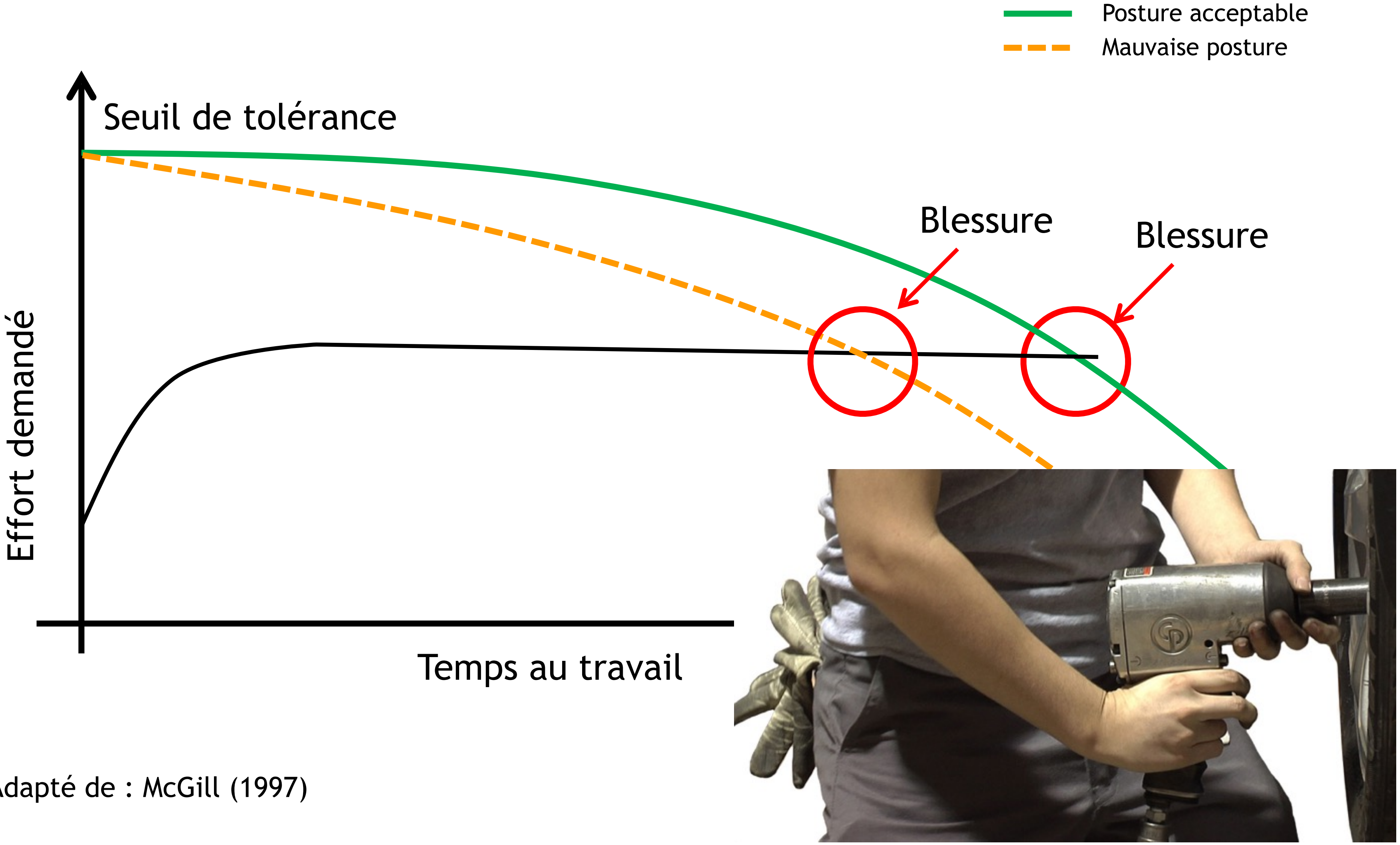
# La charge statique

---

- Le phénomène de blocage de la circulation sanguine se nomme « ischémie »
- Une ischémie prolongée peut entraîner la mort des cellules
- Ce phénomène peut entraîner l'apparition d'un processus inflammatoire menant éventuellement à des troubles musculosquelettiques tels que
  - Tendinite
  - Douleurs musculaires chroniques
  - Etc.



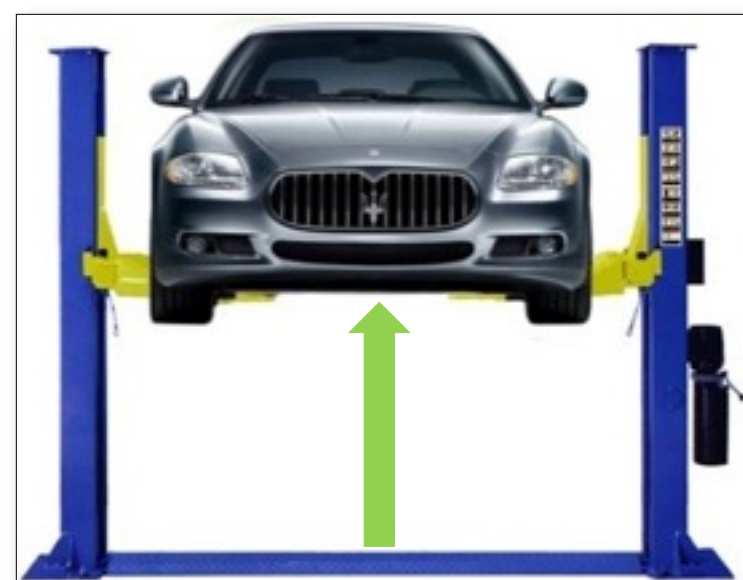
# Effet de combiner une mauvaise posture à la charge statique





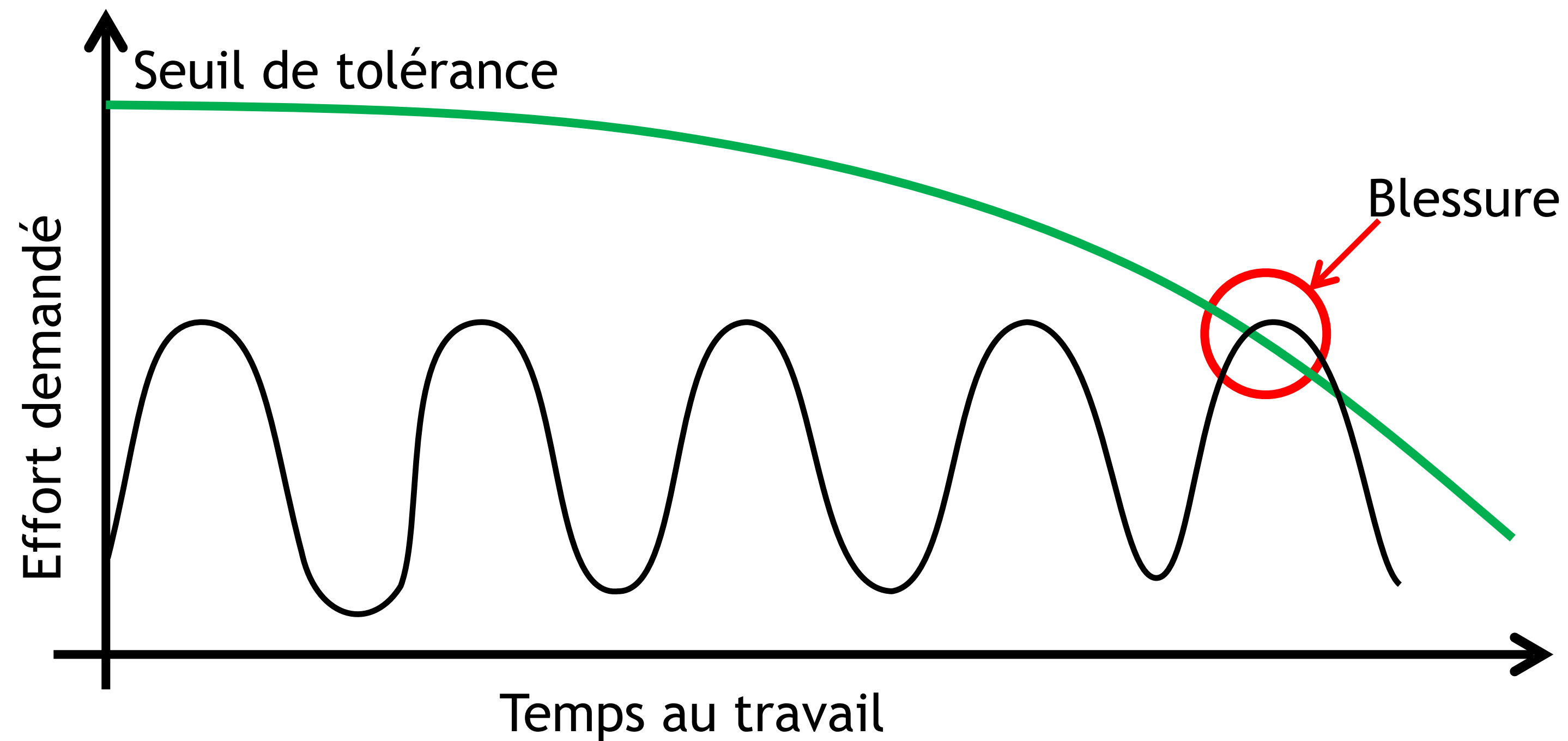
# Exemple appliqué

---



## Mécanisme d'apparition des blessures selon le type d'effort demandé

- Des efforts répétés sur une longue période de temps qui entraîne la diminution de la tolérance des structures, c'est un stress répétitif

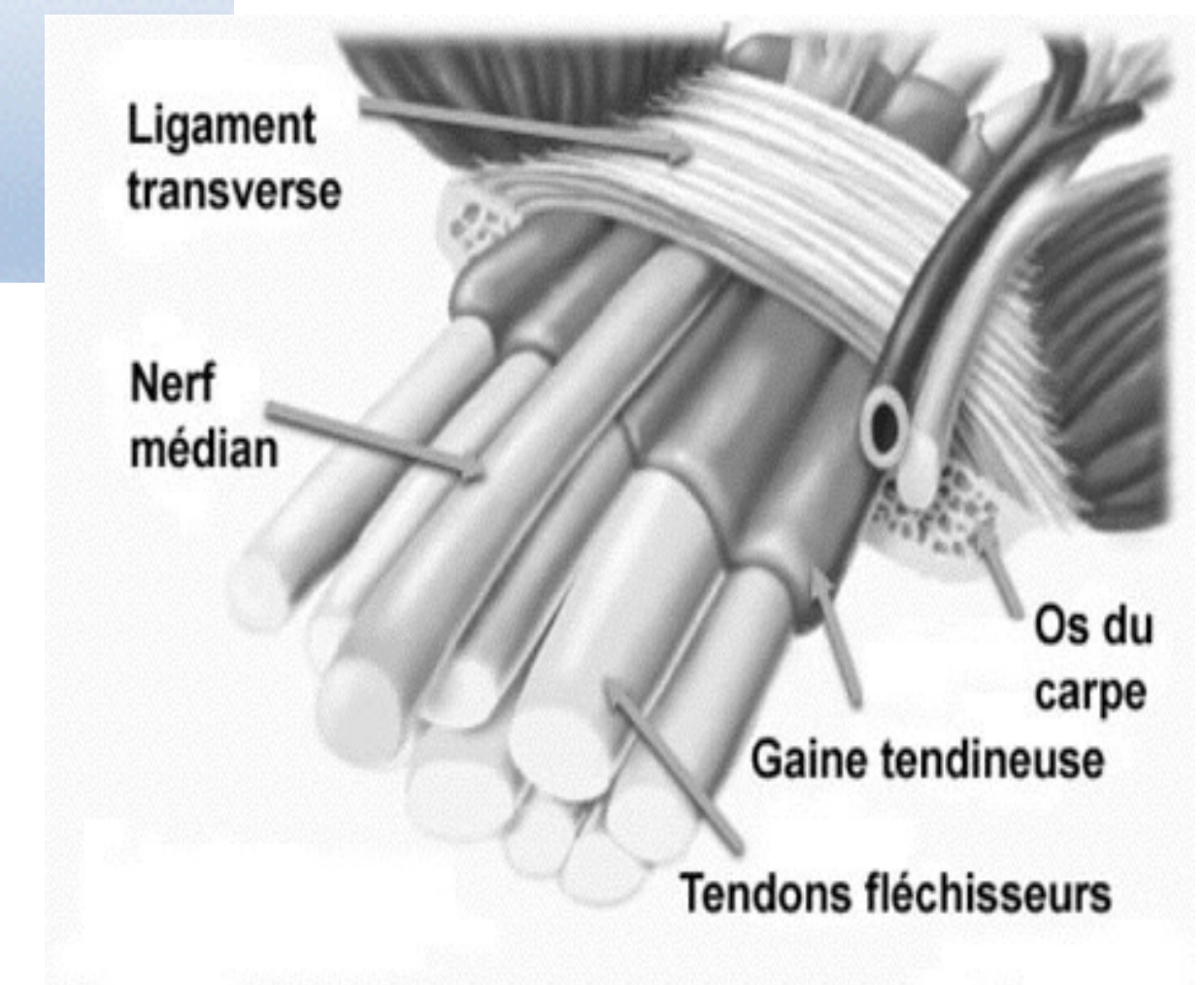


Adapté de : McGill (1997)

# Vibrations, posture du poignet et pression dans le canal carpien



Position	<u>Normal</u>	<u>Pathologique</u>
Neutre	2,5 mmHg	32 mmHg
Flexion complète	30 mmHg	94 mmHg
Pleine extension	32 mmHg	110 mmHg
30 mmHg = diminution du flot sanguin épineural et l'apparition de certains symptômes et signes précoces de compressions nerveuses.		mmHG (Milimètres mercure)



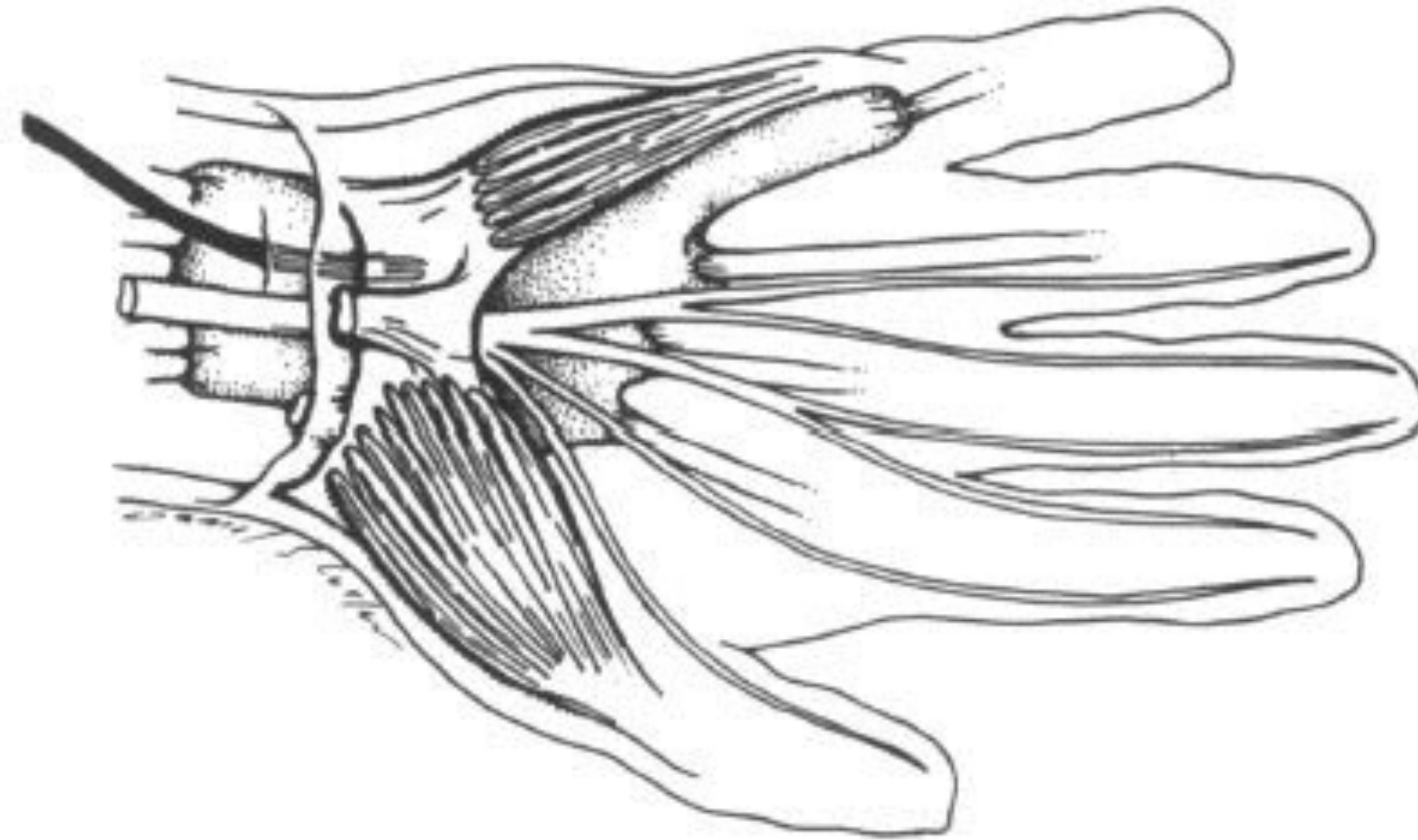


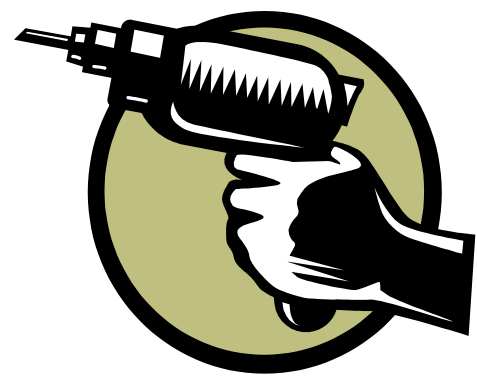
# Contraintes des outils « vibrants »

---

## Troubles musculosquelettiques (Syndrome tunnel carpien)

- Les gens manipulant des outils vibrants dans un contexte de travail répétitif seraient deux fois plus à risque, selon Palmer et al. (2007)





# Outils vibrants

---

## Amplitude de la vibration

<b>Outils</b>	<b>Moyenne</b>	<b>Écart type</b>	<b>Maximum</b>	<b>Minimum</b>
Perceuse	2,8	1,5	13	0,3
Boulonneuse	3,6	4,1	30	1
Sableuse orbitale	2,8	1,2	8	0,2
Marteau piqueur	17,8	7,9	33,9	4,1
Tournevis électrique	3,6	2,4	10,8	0,2
Scie à chaîne	6,3	3,5	17	2,6
Toutes les valeurs en $m/s^2$				

*Source : Umeå University, Occupational and Environmental Medicine*



# Objectifs de l'étude

---

- Explorer différentes variables biomécaniques pouvant influencer la transmission des vibrations et les niveaux de sollicitation musculaires aux membres supérieurs dans un contexte où l'on contrôle parfaitement les paramètres liés aux vibrations (fréquences et amplitudes)
- Vérifier si le somatotype des sujets pouvait influencer le transfert des vibrations aux membres supérieurs



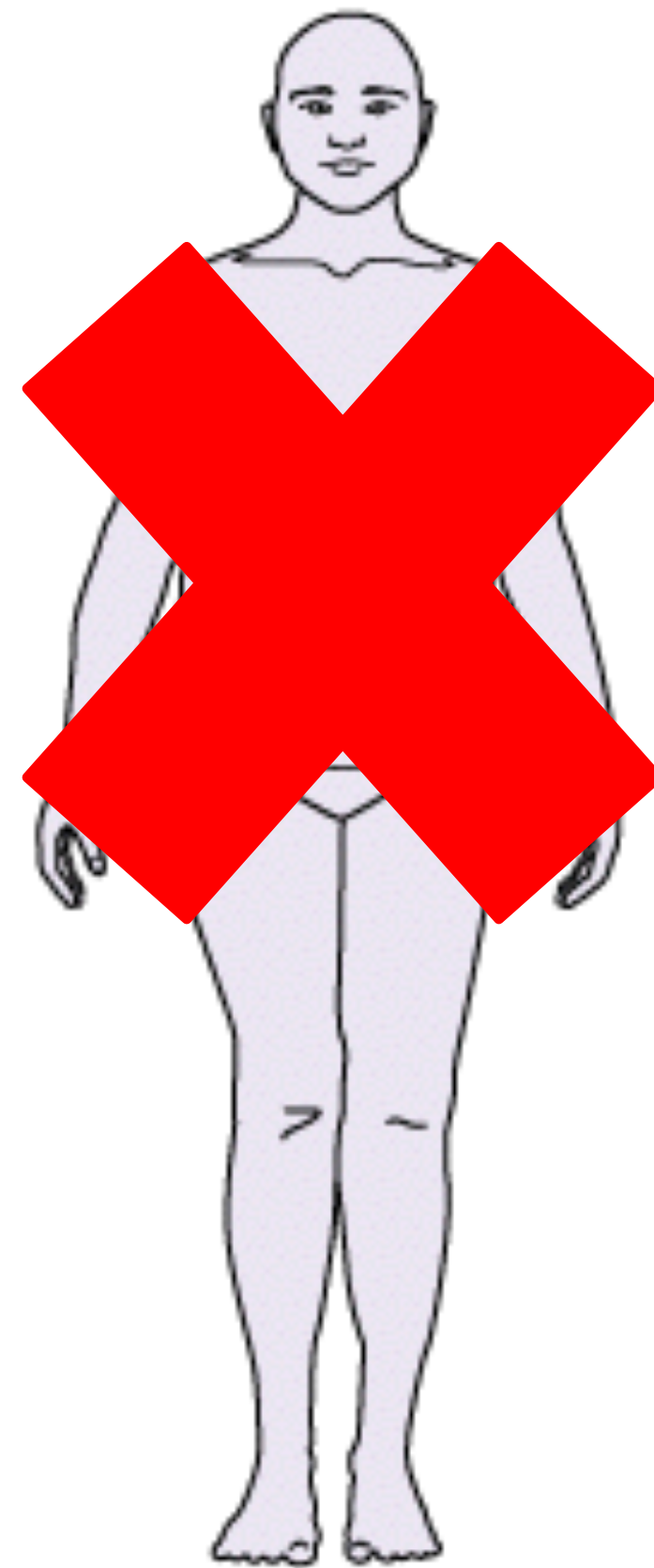
# Méthodologie

---

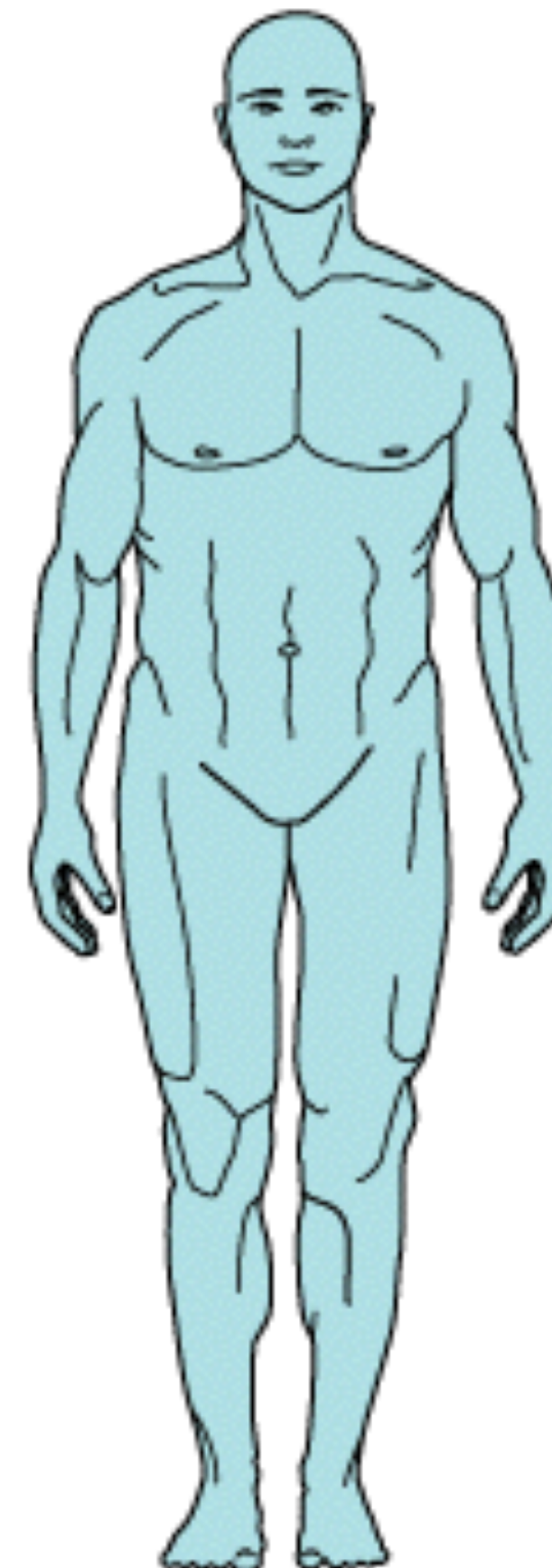
## Sujets et recrutement

- 6 ectomorphes et 6 mésomorphes (étudiants en kinésiologie à l'UQAM)

### Somatotypes



endomorph



mesomorph



ectomorph





# Méthodologie

## Charte des mesures anthropométriques permettant de déterminer le somatotype des sujets selon Carter et Heath (1990)

### HEATH-CARTER SOMATOTYPE RATING FORM

NAME ..... AGE ..... SEX: M F NO: .....  
 OCCUPATION ..... ETHNIC GROUP ..... DATE .....  
 PROJECT: ..... MEASURED BY: .....

Skinfolds mm		TOTAL SKINFOLDS (mm)																									
		Upper Limit	10.9	14.9	18.9	22.9	26.9	31.2	35.8	40.7	46.2	52.2	58.7	65.7	73.2	81.2	89.7	98.9	108.9	119.7	131.2	143.7	157.2	171.9	187.9	204.0	
Triceps	=	Upper Limit	10.9	14.9	18.9	22.9	26.9	31.2	35.8	40.7	46.2	52.2	58.7	65.7	73.2	81.2	89.7	98.9	108.9	119.7	131.2	143.7	157.2	171.9	187.9	204.0	
Subcapular	=	Mid-point	9.0	13.0	17.0	21.0	25.0	29.0	33.5	38.0	43.5	49.0	55.5	62.0	69.5	77.0	85.5	94.0	104.0	114.0	125.5	137.0	150.5	164.0	180.0	196.0	
Supraliac	=	Lower Limit	7.0	11.0	15.0	19.0	23.0	27.0	31.3	35.9	40.8	46.3	52.3	58.8	65.8	73.3	81.3	89.8	99.0	109.0	119.8	131.3	143.8	157.3	172.0	188.0	
TOTAL SKINFOLDS	= <input type="text"/>																										
Calf	= <input type="text"/>																										
			FIRST COMPONENT	½	1	1½	2	2½	3	3½	4	4½	5	5½	6	6½	7	7½	8	8½	9	9½	10	10½	11	11½	12

Height cm	<input type="text"/>	139.7	143.5	147.3	151.1	154.9	158.8	162.6	166.4	170.2	174.0	177.6	181.6	185.4	189.2	193.0	196.9	200.7	204.5	208.3	212.1	215.9	219.7	223.5	227.3
Humerus width cm	<input type="text"/>	5.19	5.34	5.49	5.64	5.78	5.93	6.07	6.22	6.37	6.51	6.65	6.80	6.95	7.09	7.24	7.38	7.53	7.67	7.82	7.97	8.11	8.25	8.40	8.55
Femur width cm	<input type="text"/>	7.41	7.62	7.83	8.04	8.24	8.45	8.66	8.87	9.08	9.28	9.49	9.70	9.91	10.12	10.33	10.53	10.74	10.95	11.16	11.36	11.57	11.78	11.99	12.21
Biceps girth	<input type="text"/> -T <sup>3</sup>	23.7	24.4	25.0	25.7	26.3	27.0	27.7	28.3	29.0	29.7	30.3	31.0	31.6	32.2	33.0	33.6	34.3	35.0	35.6	36.3	37.0	37.6	38.3	39.0
Calf girth	<input type="text"/> -C <sup>3</sup>	27.7	28.5	29.3	30.1	30.8	31.6	32.4	33.2	33.9	34.7	35.5	36.3	37.1	37.8	38.6	39.4	40.2	41.0	41.7	42.5	43.3	44.1	44.9	45.6
			SECOND COMPONENT	½	1	1½	2	2½	3	3½	4	4½	5	5½	6	6½	7	7½	8	8½	9				

Weight kg	= <input type="text"/>	Upper Limit	39.65	40.74	41.43	42.13	42.82	43.48	44.18	44.84	45.53	46.23	46.92	47.58	48.25	48.94	49.63	50.33	50.99	51.68	
Ht. / $\sqrt[3]{WI}$	= <input type="text"/>	Mid-point	and	40.20	41.09	41.79	42.48	43.14	43.84	44.50	45.19	45.89	46.32	47.24	47.94	48.60	49.29	49.99	50.68	51.34	
		Lower Limit	below	39.66	40.75	41.44	42.14	42.83	43.49	44.19	44.85	45.54	46.24	46.93	47.59	48.26	48.95	49.64	50.34	51.00	
			THIRD COMPONENT	½	1	1½	2	2½	3	3½	4	4½	5	5½	6	6½	7	7½	8	8½	9

Anthropometric Somatotype	FIRST COMPONENT	SECOND COMPONENT	THIRD COMPONENT	BY: .....
Anthropometric plus Photoscopic Somatotype				RATER:.....



# Méthodologie

Tableau 1 Conditions expérimentales pour le volet 1

<b>Force de préhension</b>	<b>Amplitude de vibration</b>	<b>Fréquence de vibration</b>	<b>Angle du poignet</b>	
25 N	2,5 m/s <sup>2</sup>	20 Hz	Neutre 0°	
			Abduction 15°	
			Adduction 47°	
	5 m/s <sup>2</sup>	IDEM	IDEM	IDEM
				IDEM
				IDEM
				IDEM
10 m/s <sup>2</sup>	IDEM	IDEM	IDEM	
			IDEM	
50 N	IDEM	IDEM	IDEM	
100 N	IDEM	IDEM	IDEM	



# Méthodologie

Tableau 2 Conditions expérimentales pour le volet 2

<b>Force de poussée</b>	<b>Amplitude de vibration</b>	<b>Fréquence de vibration</b>	<b>Moment de force</b>
0 N	2,5 m/s <sup>2</sup>	20 Hz	1 Nm
			2 Nm
			4 Nm
		40 Hz	IDEM
	65 Hz	IDEM	
	5 m/s <sup>2</sup>	IDEM	IDEM
	10 m/s <sup>2</sup>	IDEM	IDEM
20 N	IDEM	IDEM	IDEM
40 N	IDEM	IDEM	IDEM

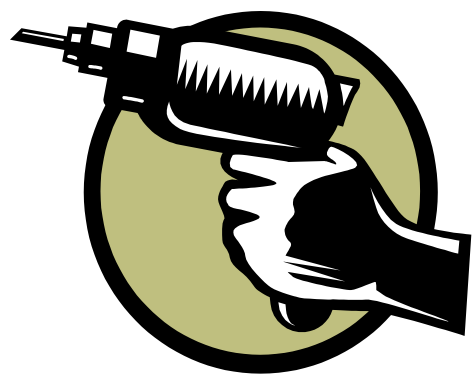


# Prise de mesures

---

## Contrôle de la fatigue

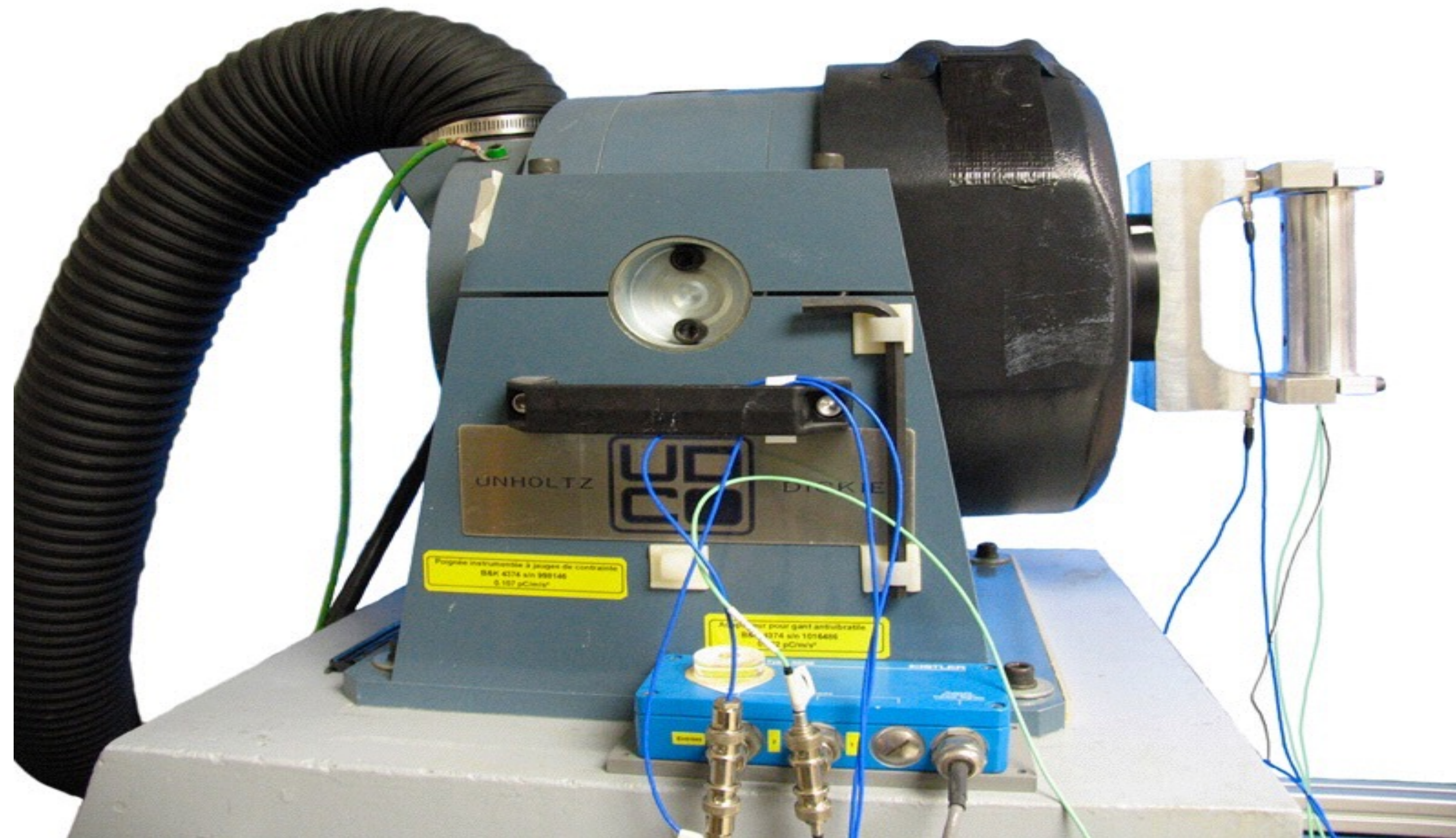
- Chaque condition dure 8 secondes, suivi de 60 secondes de repos en position assise
- Afin d'éviter un effet de séquence expérimentale, les conditions sont réalisées de manière aléatoire



# Méthodologie

---

Pot vibrant



Poignée

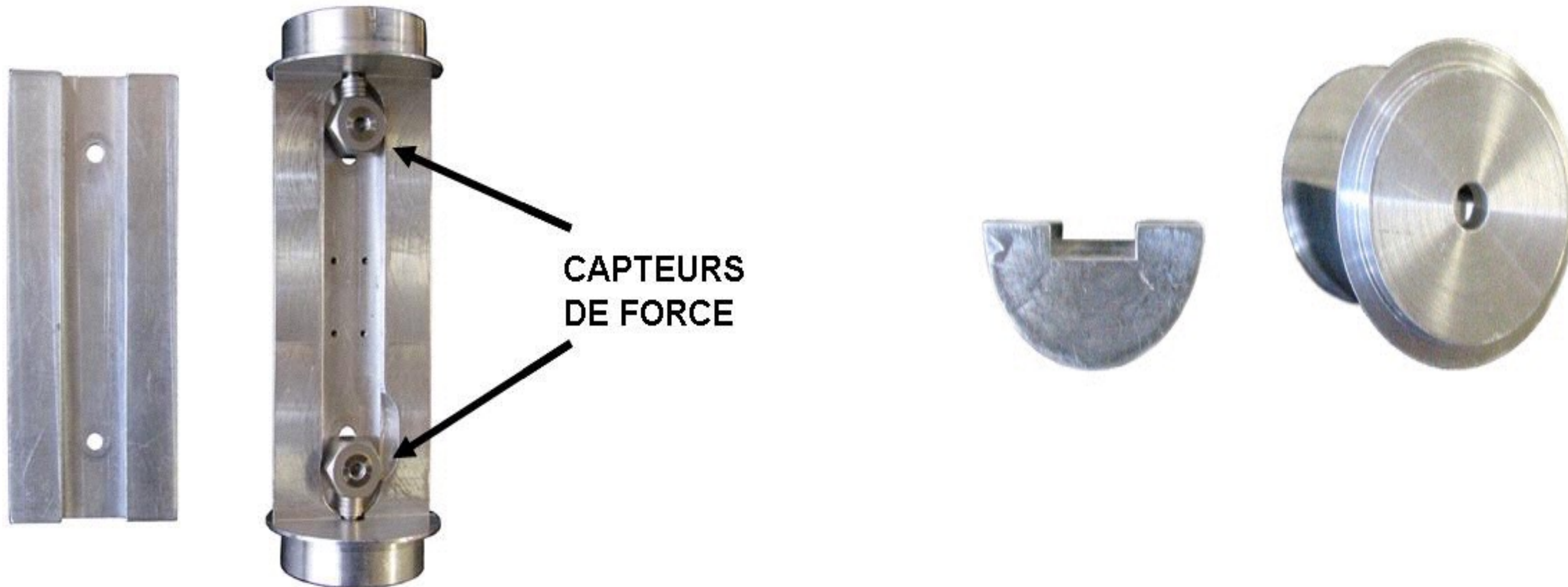




# Méthodologie

---

## Poignée instrumentée



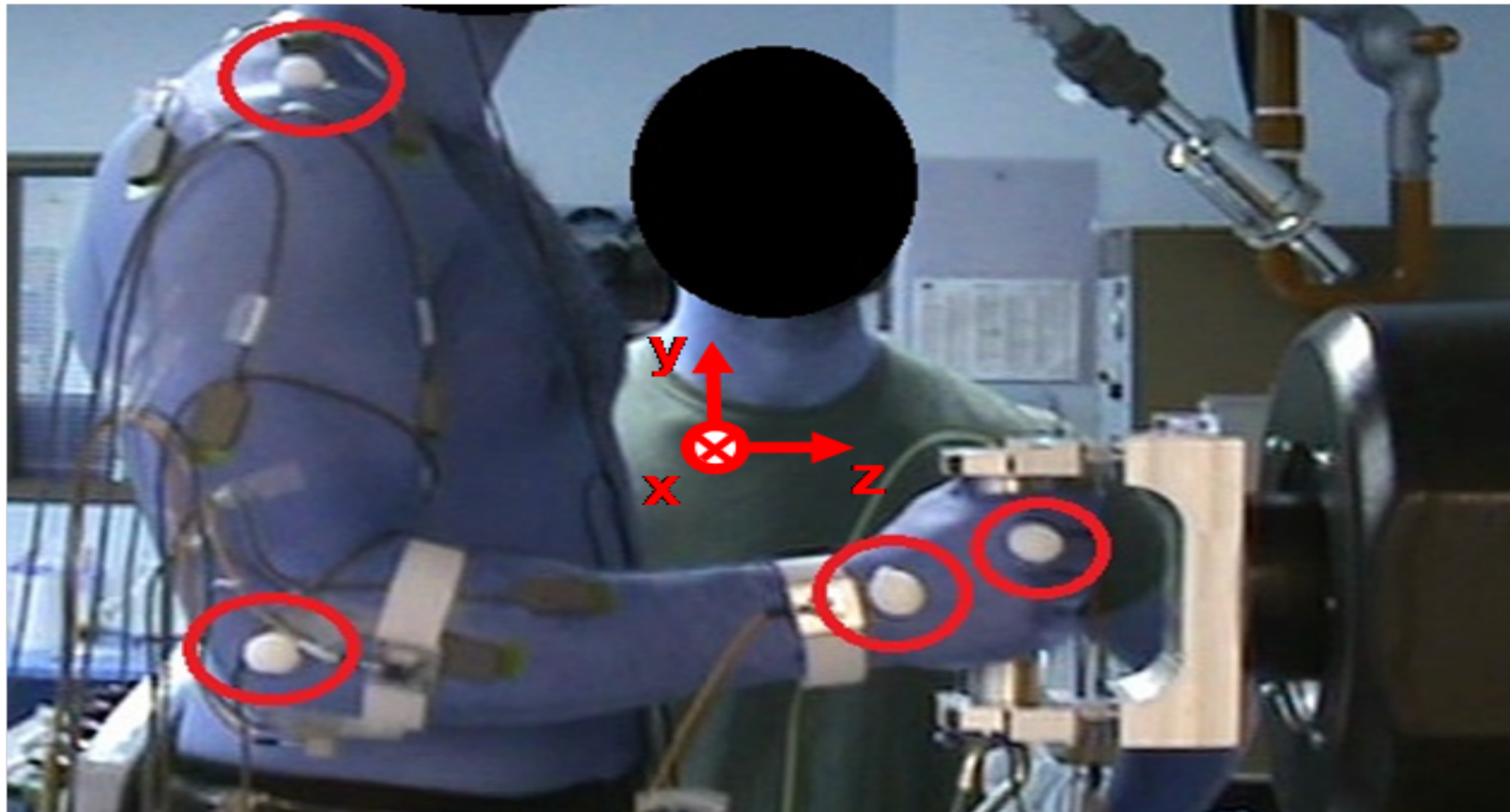


# Méthodologie

---

## Cinématique

- Position des marqueurs



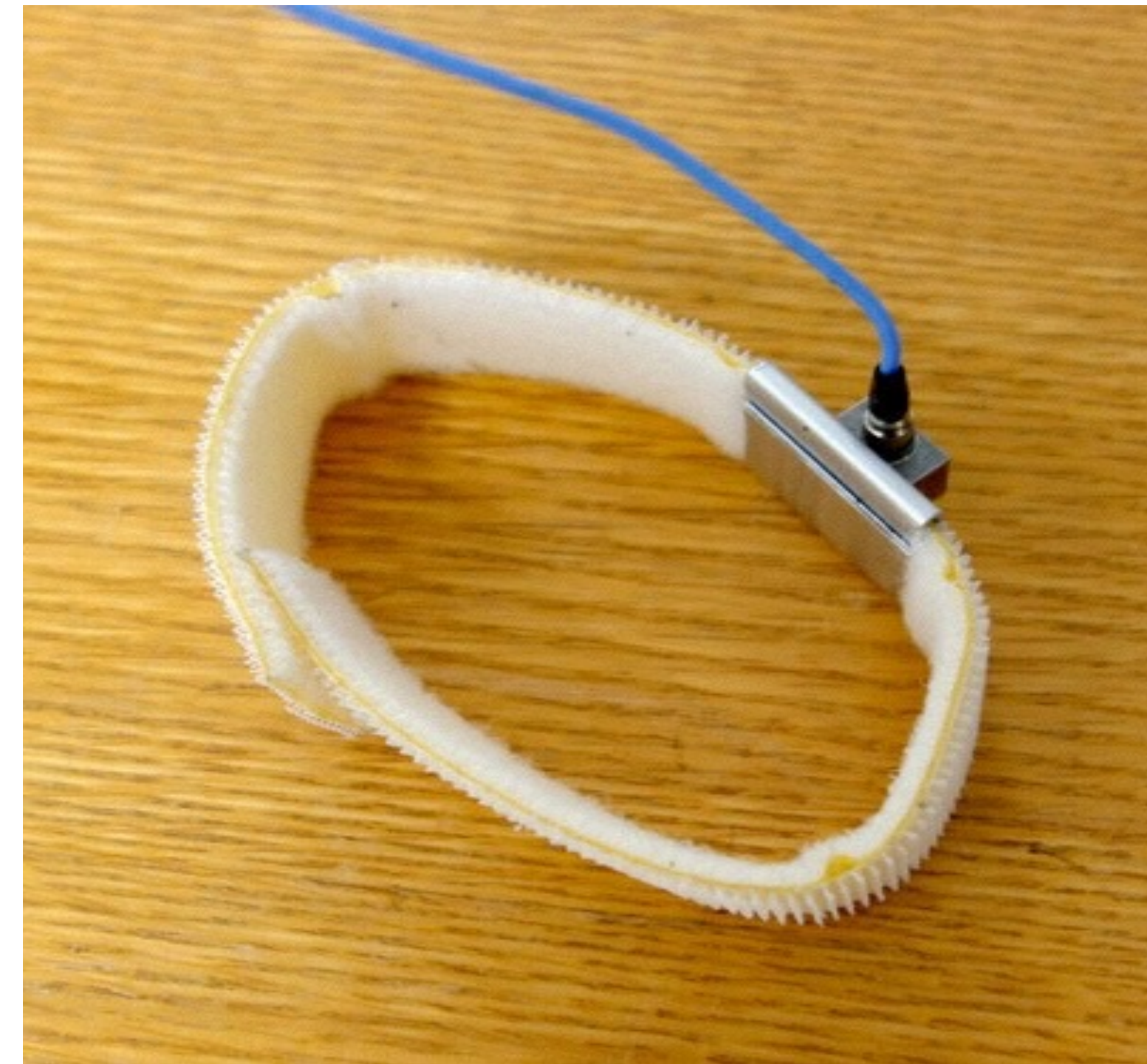


# Méthodologie

---

## Mesure des vibrations

- Accéléromètre et bracelet de fixation (exemple au poignet)





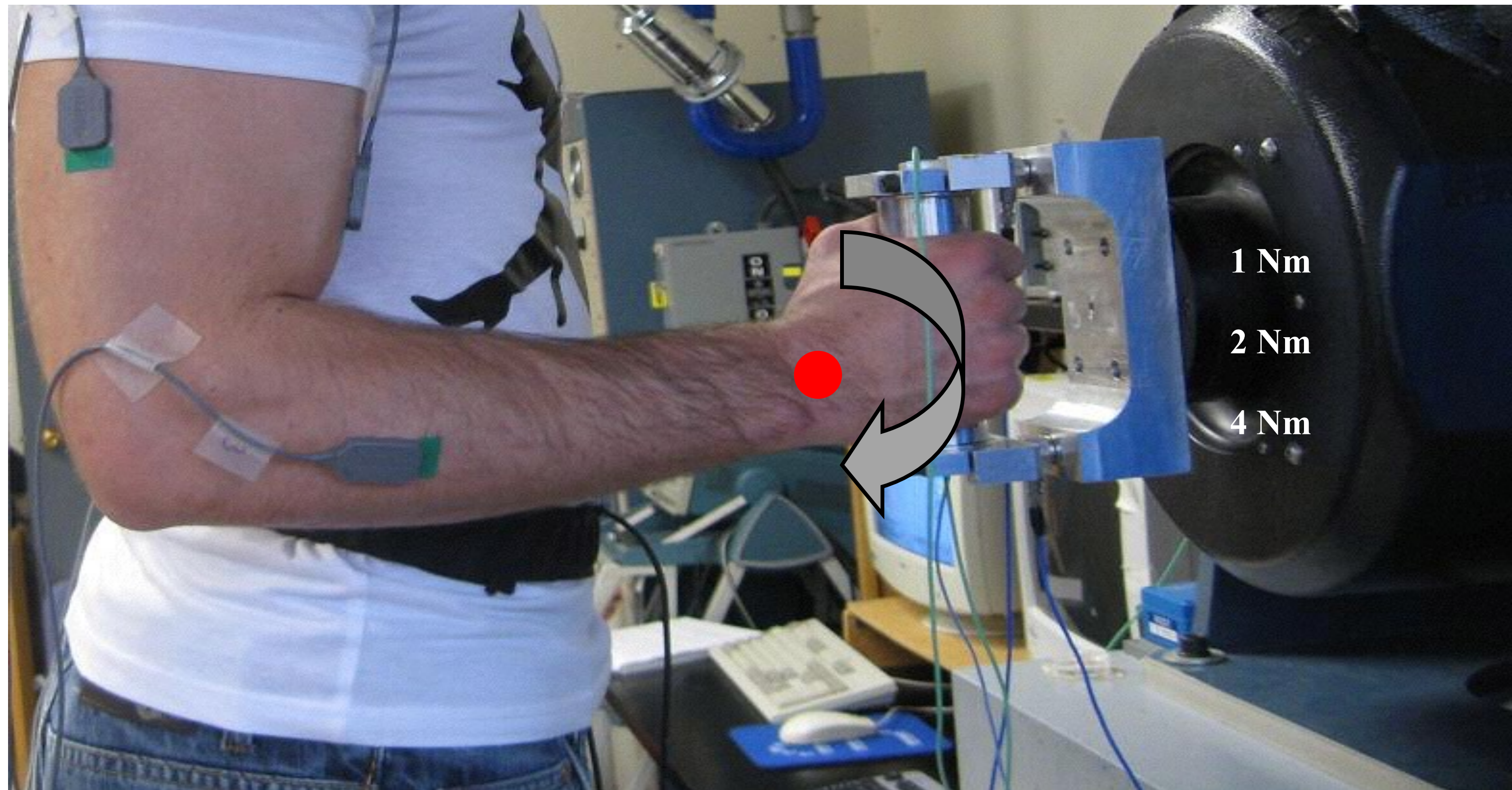


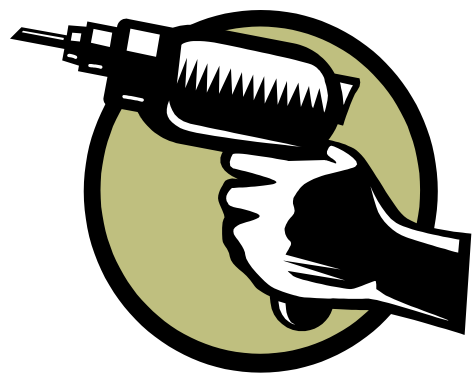
# Méthodologie

---

## Moment de force – Pot vibrant

- Valeurs expérimentales : 1, 2 et 4 Nm





# Méthodologie

---



## Électromyographie des muscles suivants :

1. Trapèze supérieur
2. Deltoïde antérieur
3. Deltoïde postérieur
4. Biceps brachial
5. Triceps brachial
6. Fléchisseur commun des doigts
7. Extenseur commun des doigts
8. Long extenseur radial du carpe
9. Fléchisseur ulnaire du carpe



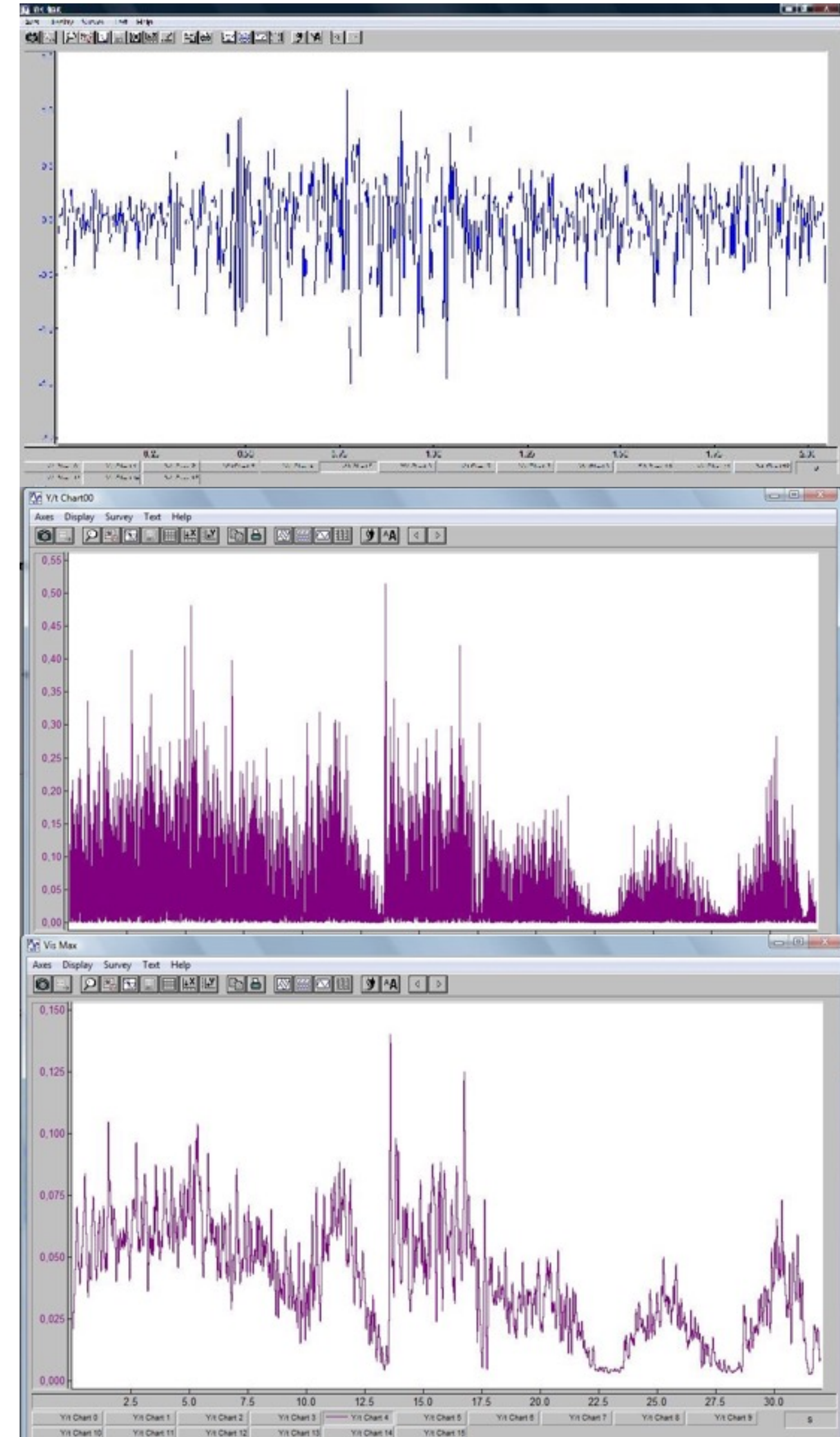
# Méthodologie

- Électromyographie :
  - Signal brut

– Rectifié

– Filtré

- Le signal était filtré avec un « low-pass » à 4 Hz (Butterworth)





# Prise de mesures

---

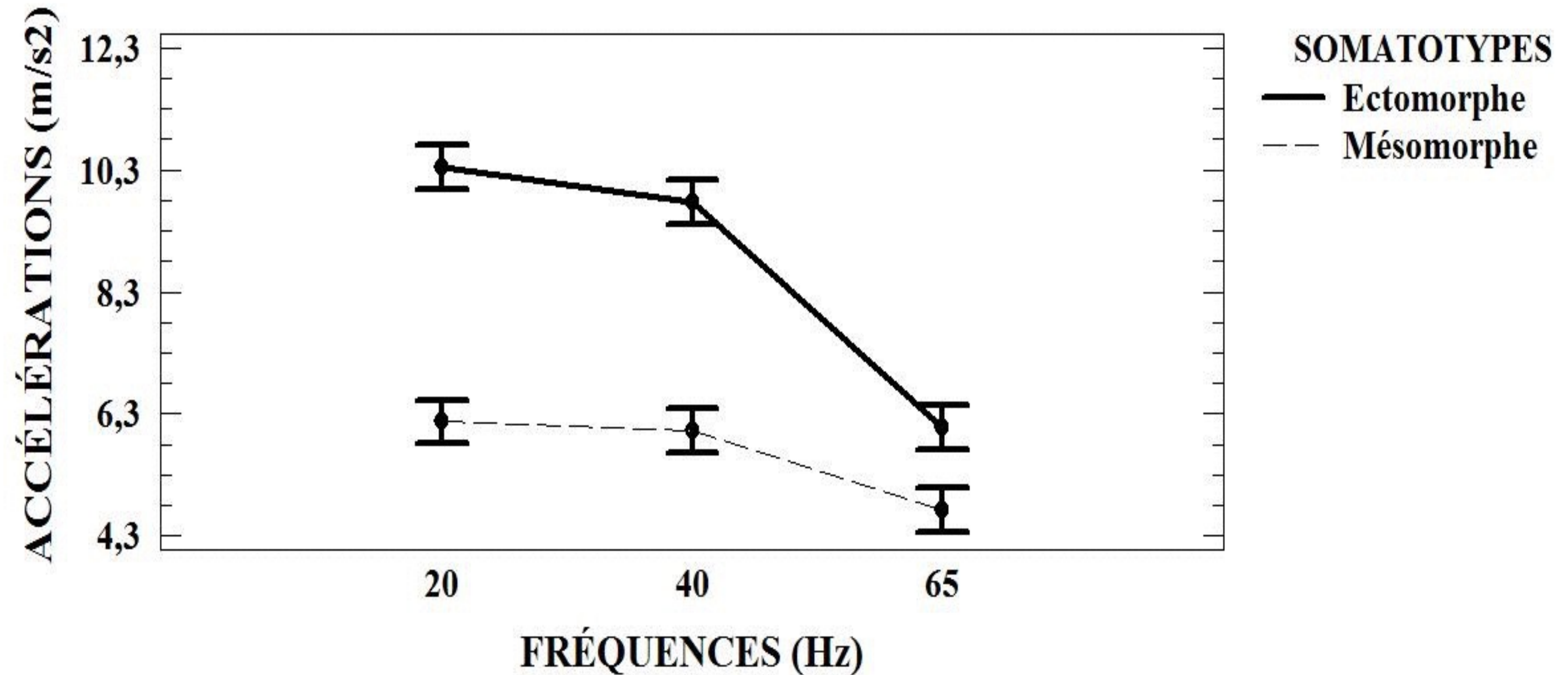
**Électromyographie – Calculer le pourcentage de la contraction volontaire maximale (% CVM)**

- On fait exécuter un test maximal au sujet avec le muscle analysé en position raccourcie
- La valeur en volts (V) enregistrée sera conservée afin d'effectuer un calcul simple :

$$\% \text{ CVM} = \frac{\text{Valeur en volts mesurée durant les essais}}{\text{Valeur en volts maximale des tests CVM}} \times 100$$



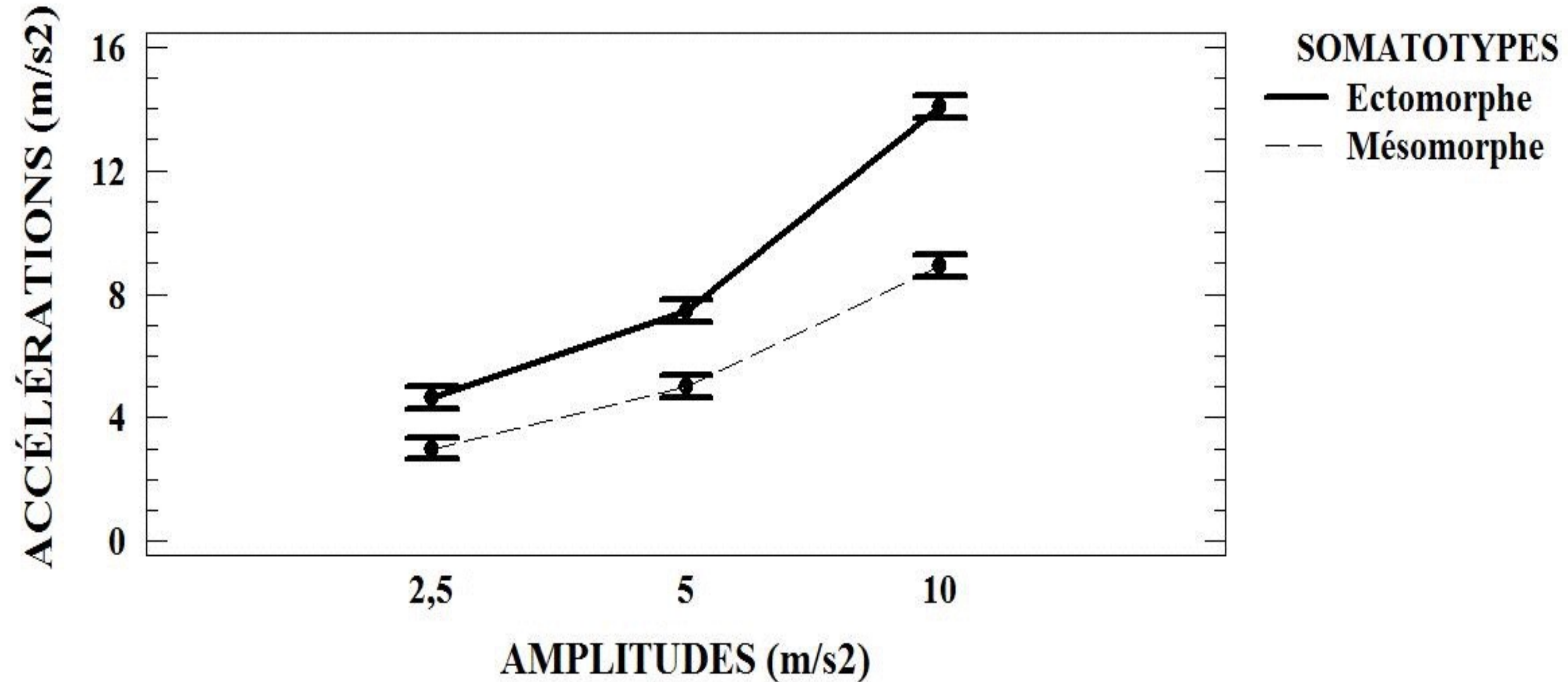
# RÉSULTATS (Somatotype-Volet 1)



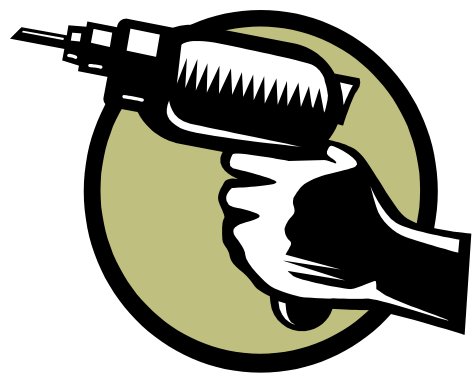
Accélérations transmises au poignet selon l'interaction entre le somatotype et la fréquence des vibrations pour l'abduction du poignet



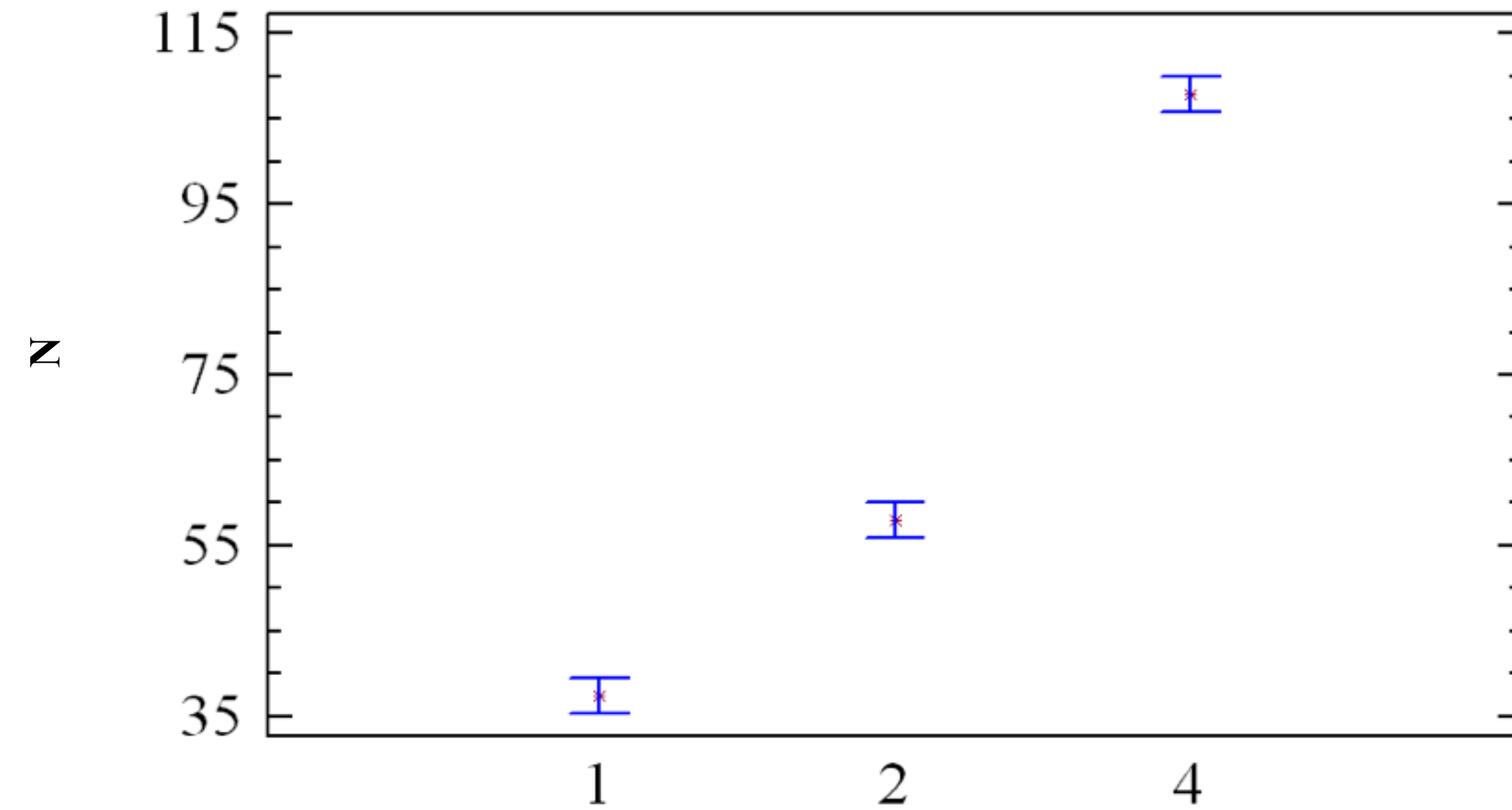
# RÉSULTATS (Somatotype-Volet 1)



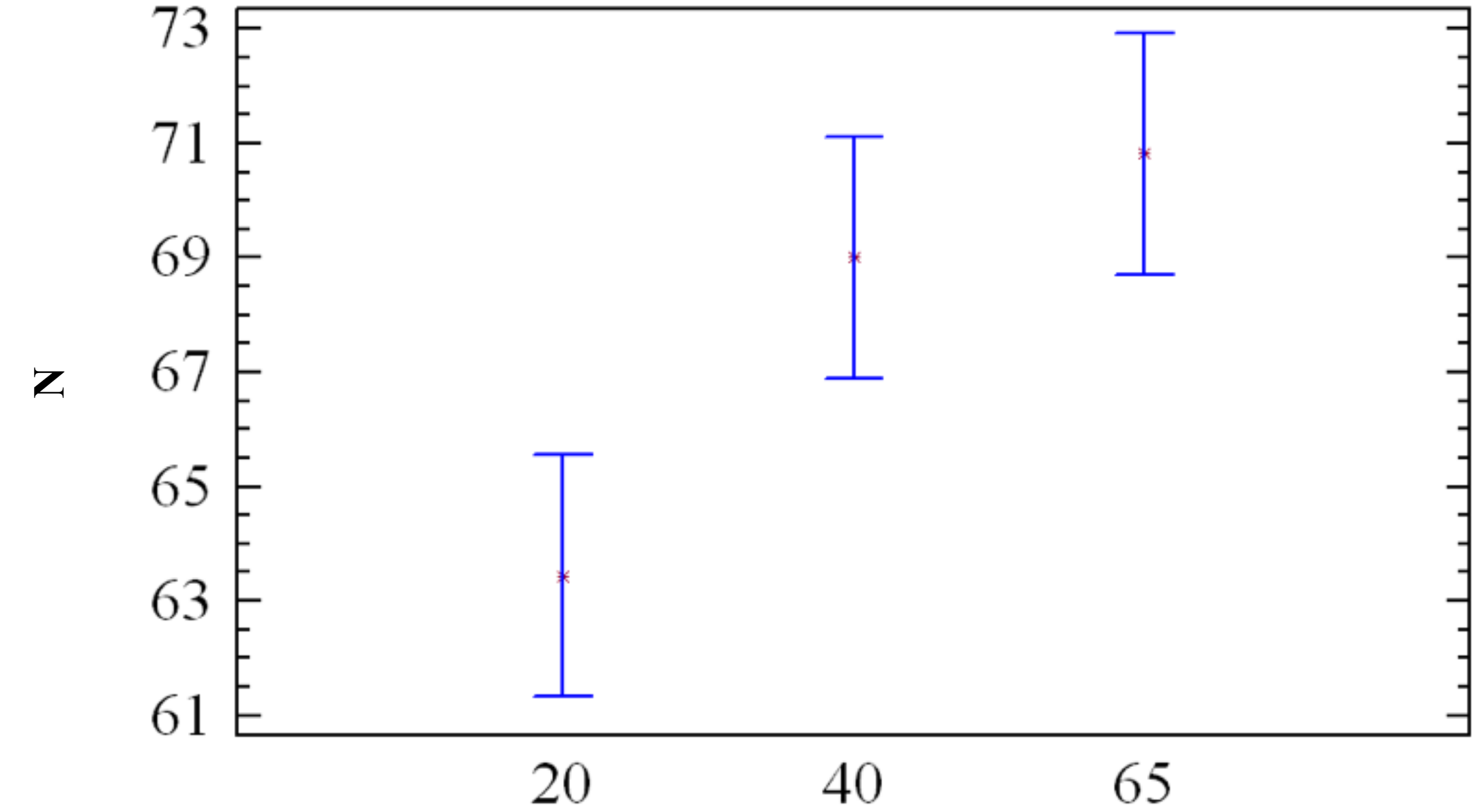
Accélérations transmises au poignet selon l'interaction entre le somatotype et l'amplitude des vibrations pour l'abduction du poignet



# RÉSULTATS



Moment de force (Nm)



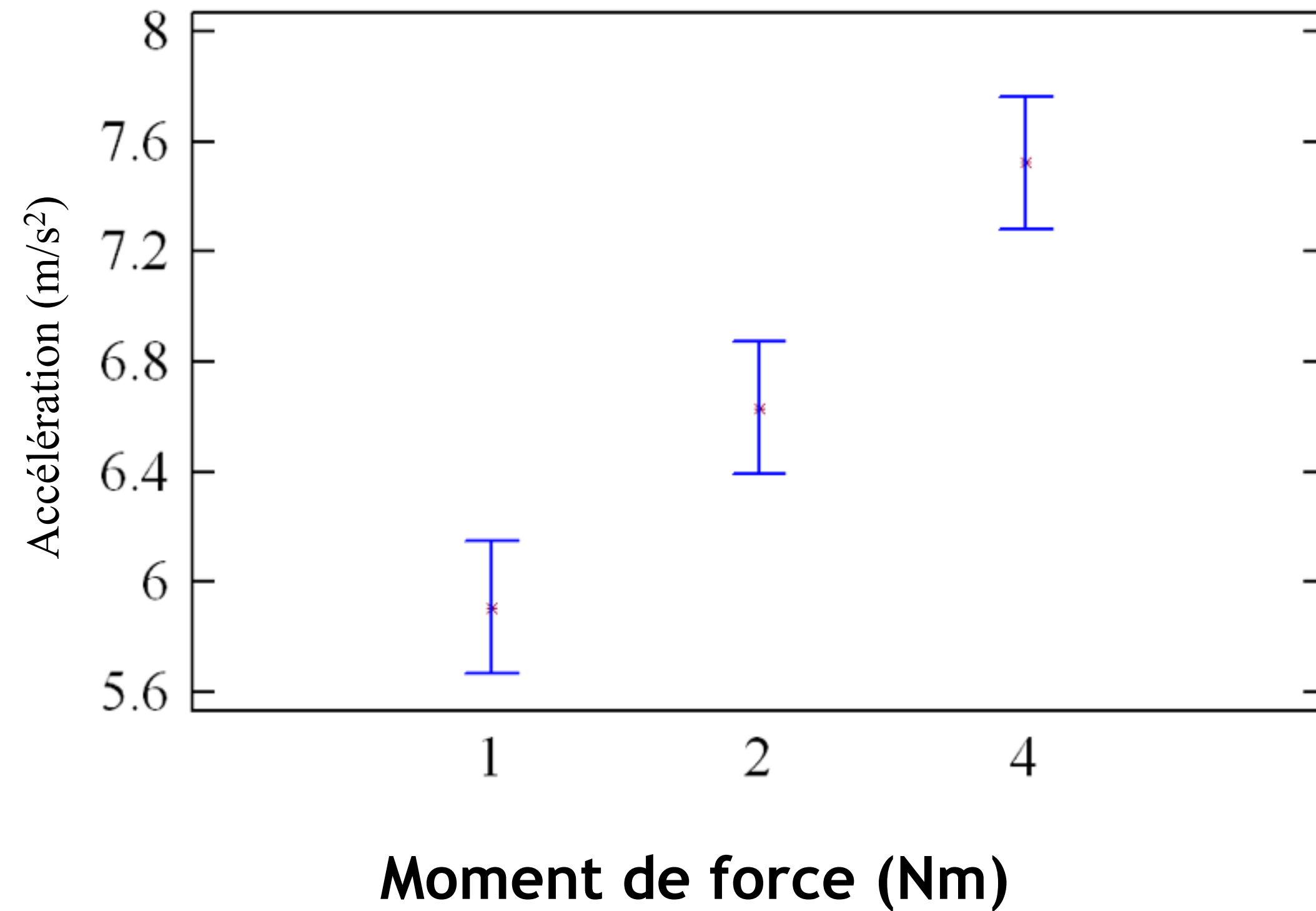
Fréquence des vibrations (Hz)

Force de préhension (N) mesurée en fonction des variables moment de force (Nm) et fréquence des vibrations (Hz)

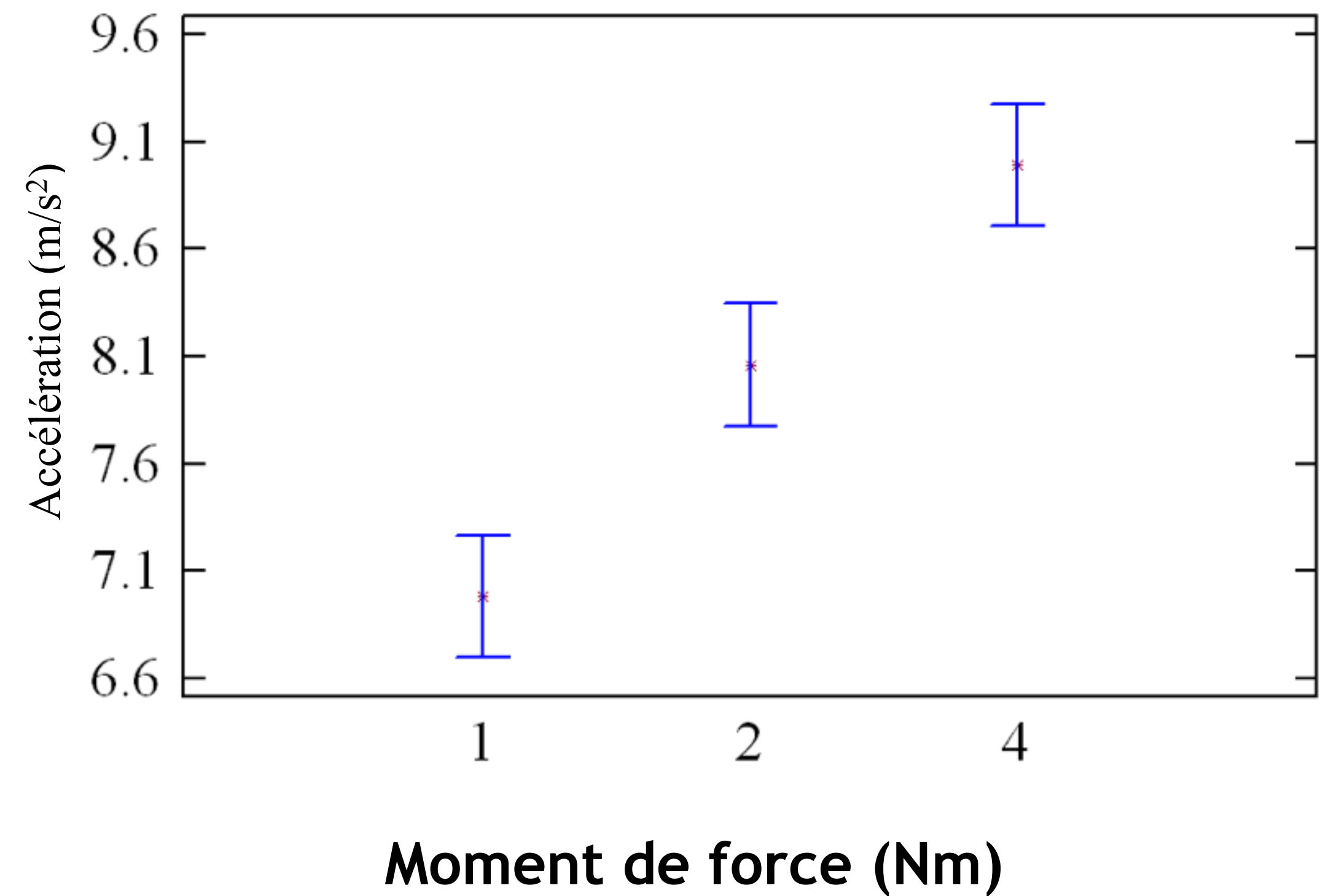


# RÉSULTATS

## Coude



## Poignet

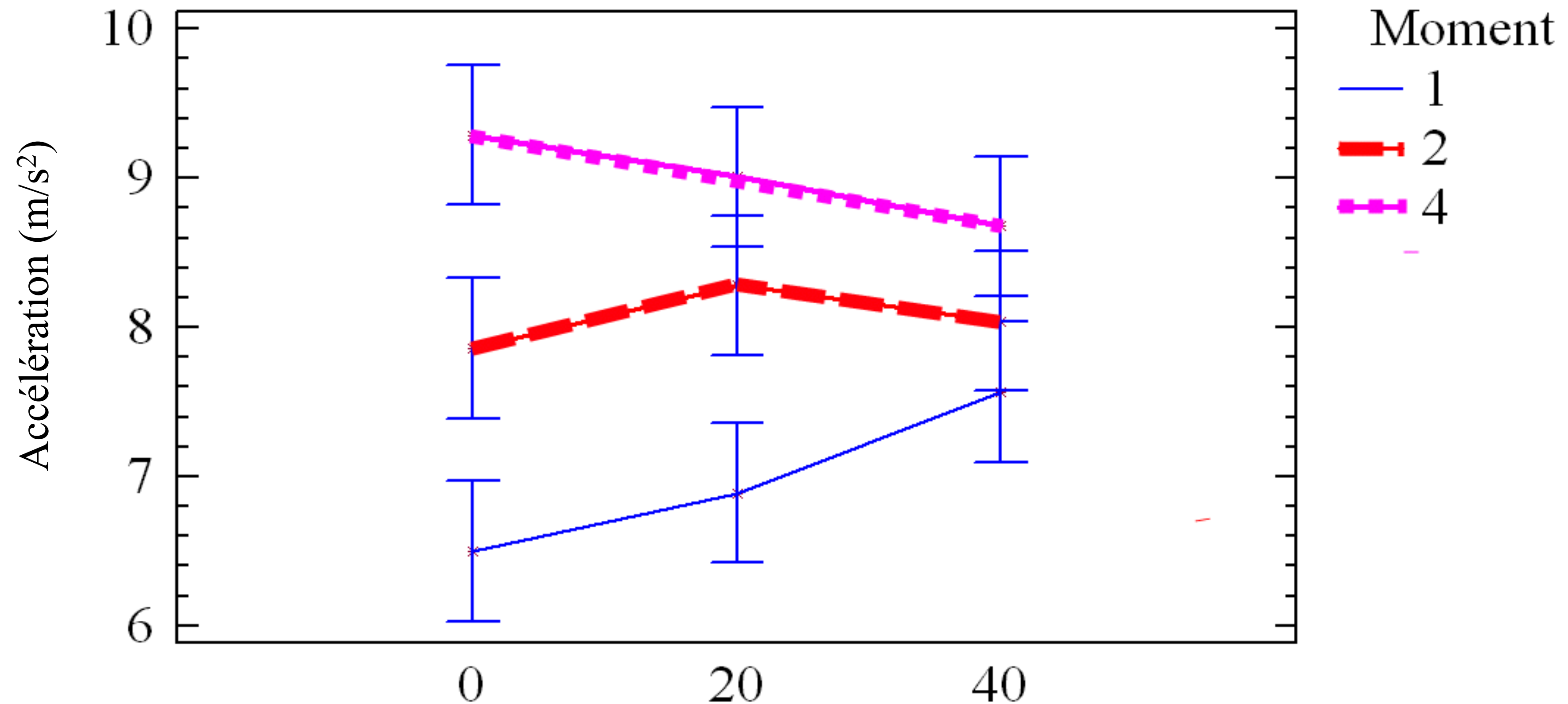


Amplitude des vibrations (m/s<sup>2</sup>) en fonction du moment de force (Nm)

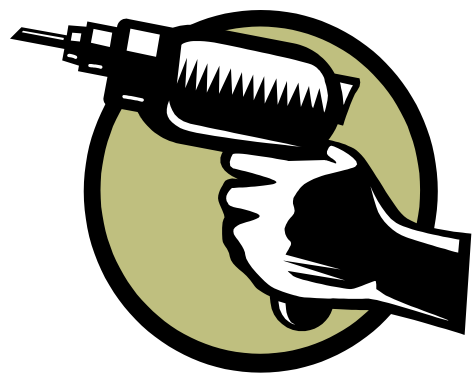




# RÉSULTATS

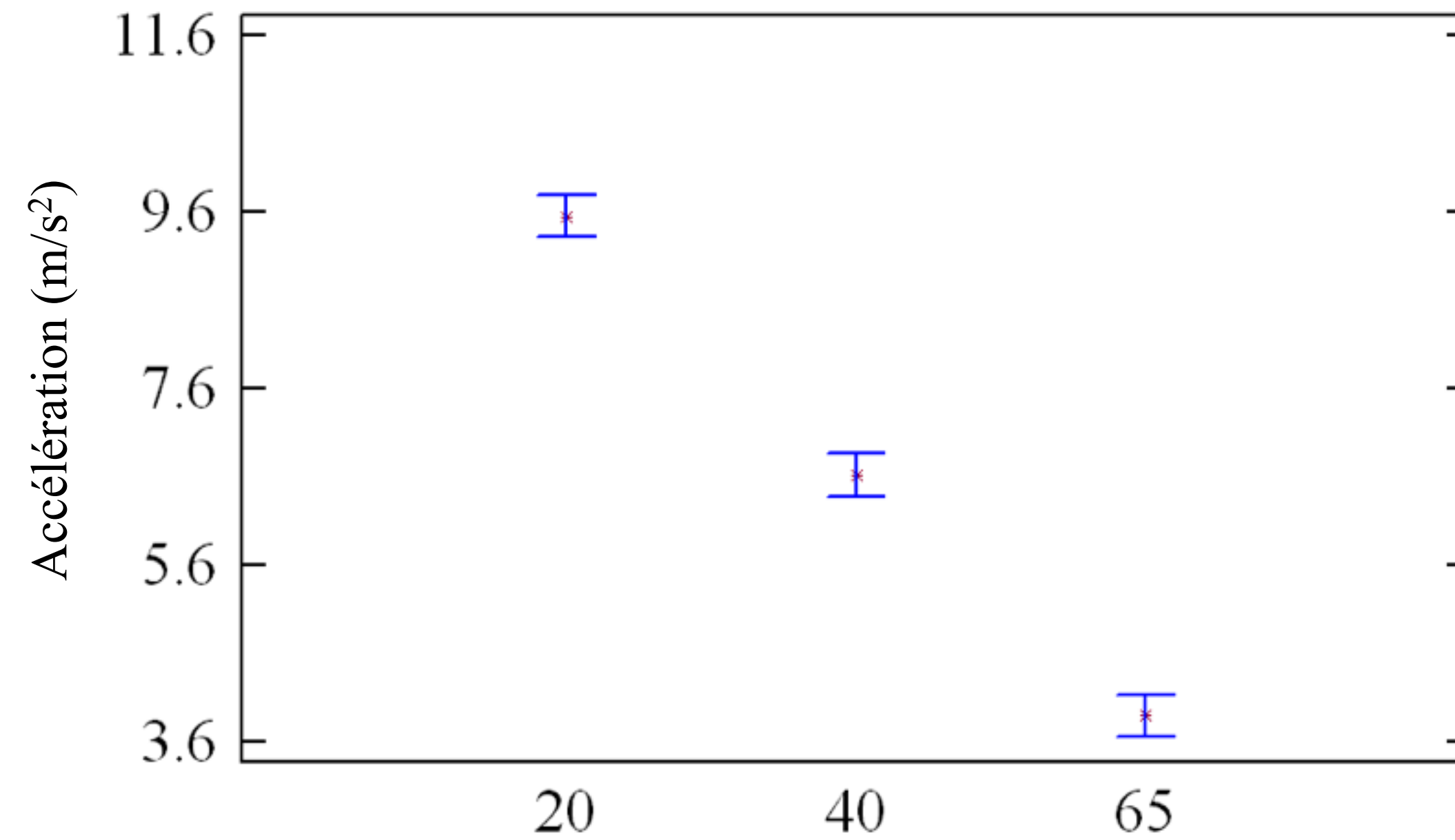


Interaction entre la force de poussée (N) et le moment de force (Nm) sur l'amplitude des vibrations ( $m/s^2$ ) pour le poignet



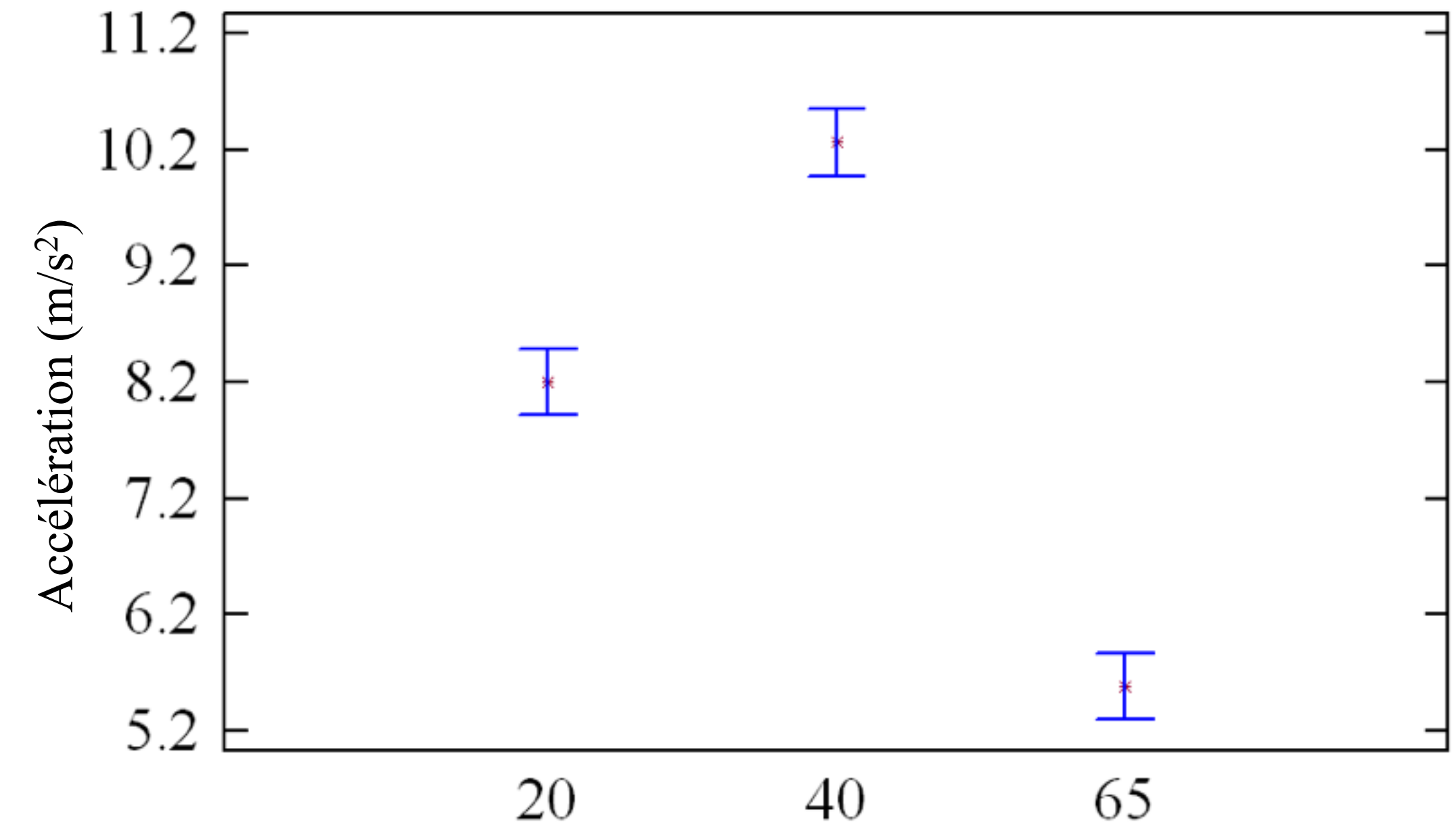
# RÉSULTATS

## Coude



Fréquence des vibrations (Hz)

## Poignet

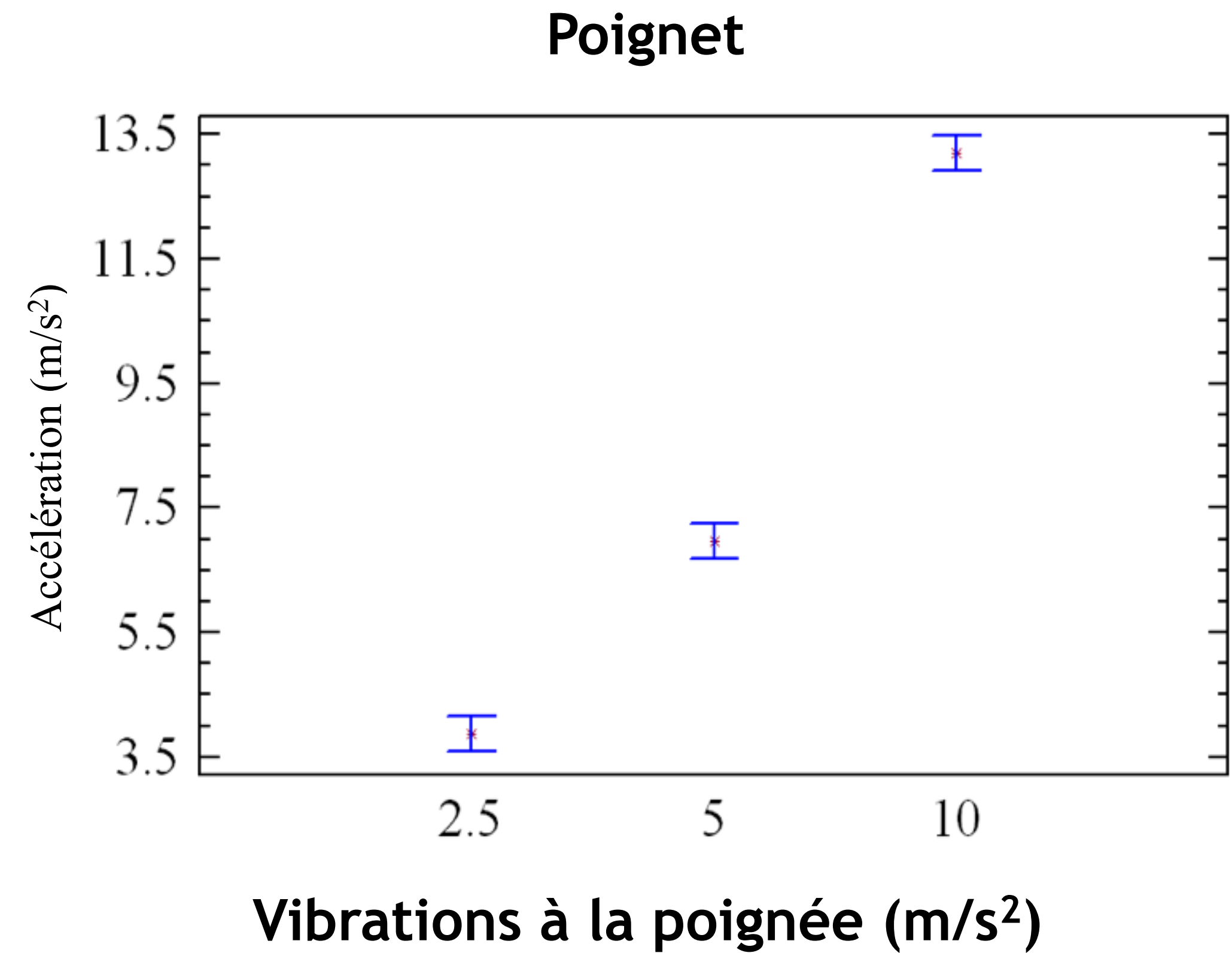
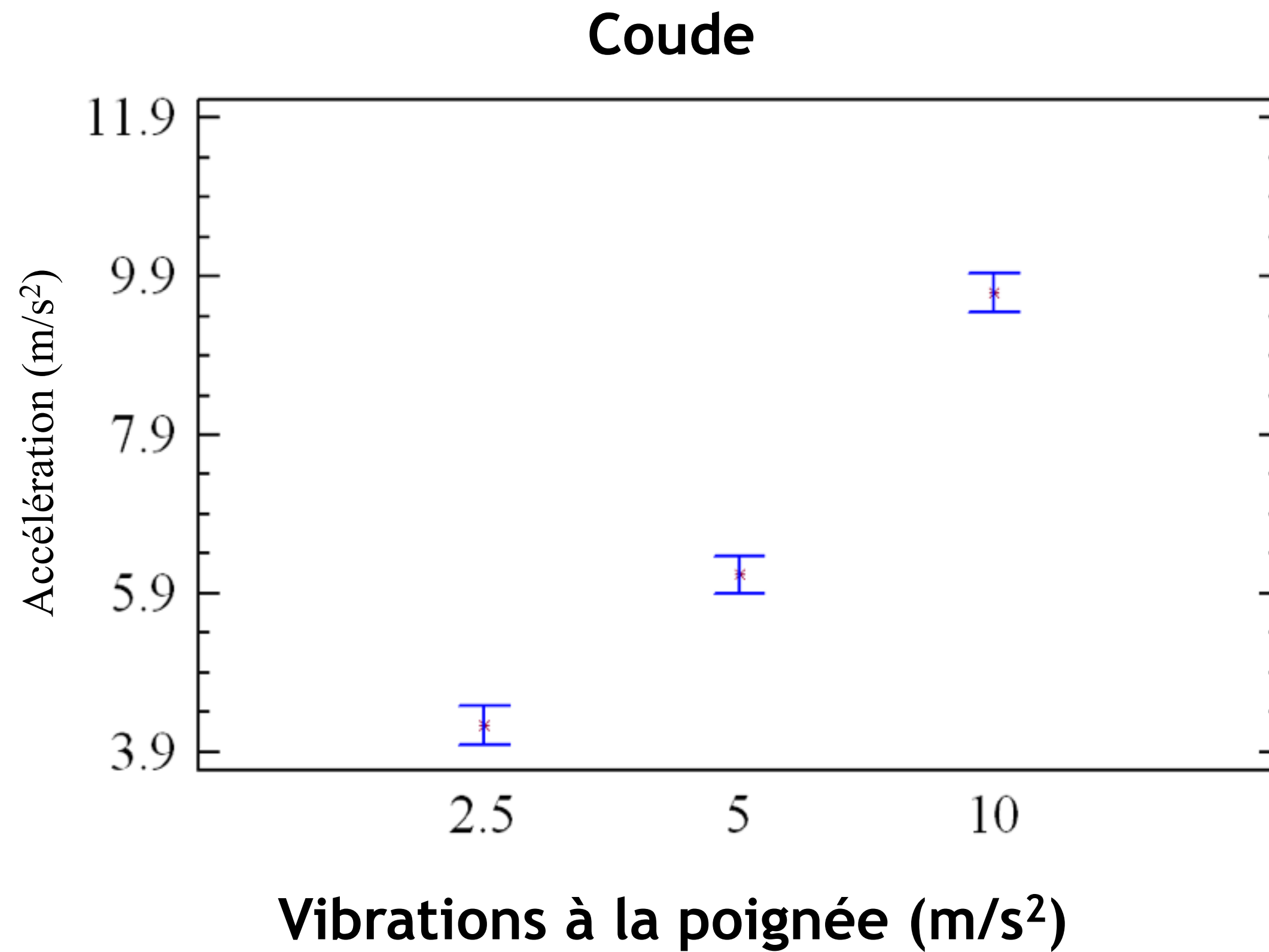


Fréquence des vibrations (Hz)

Amplitude des vibrations (m/s<sup>2</sup>) en fonction de la fréquence des vibrations



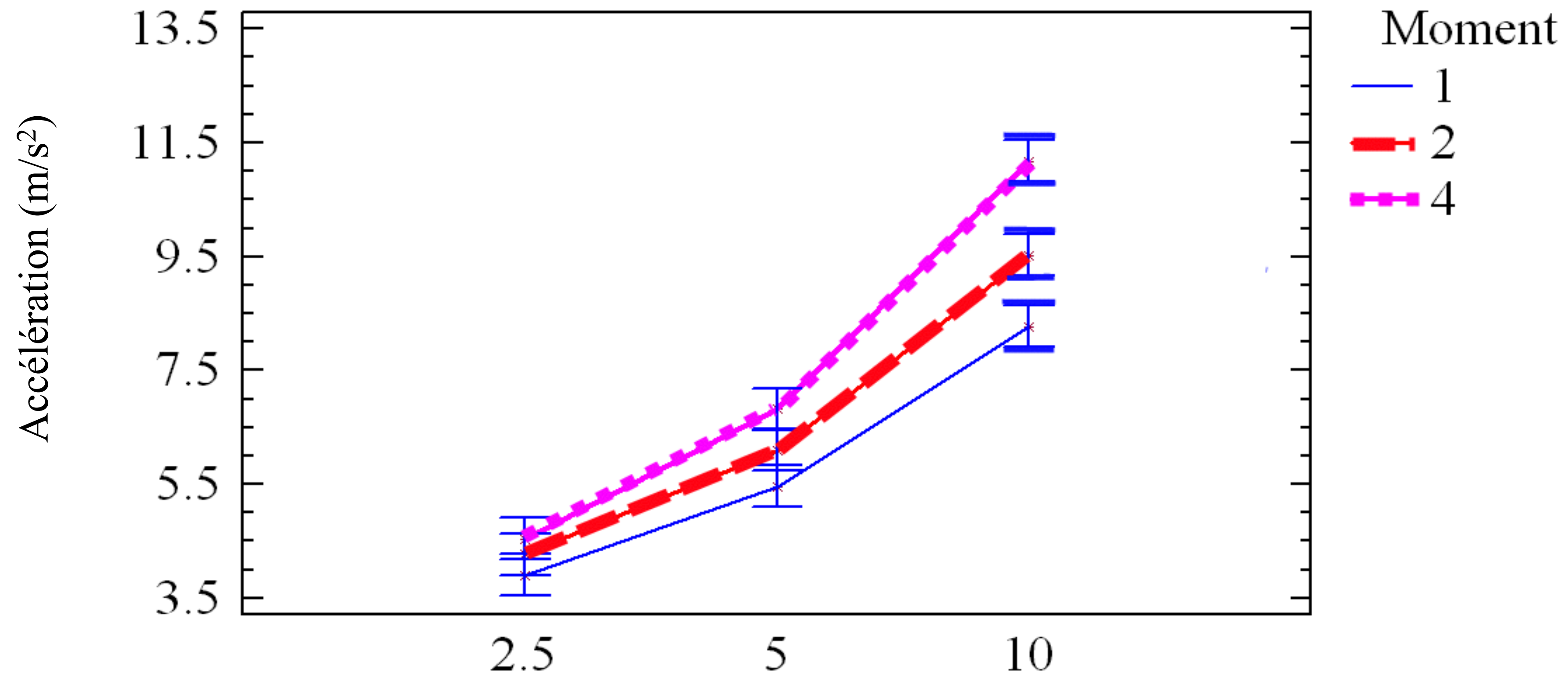
# RÉSULTATS



Amplitudes des vibrations (m/s<sup>2</sup>) au coude et au poignet en fonction de l'amplitude des vibrations à la poignée (m/s<sup>2</sup>)



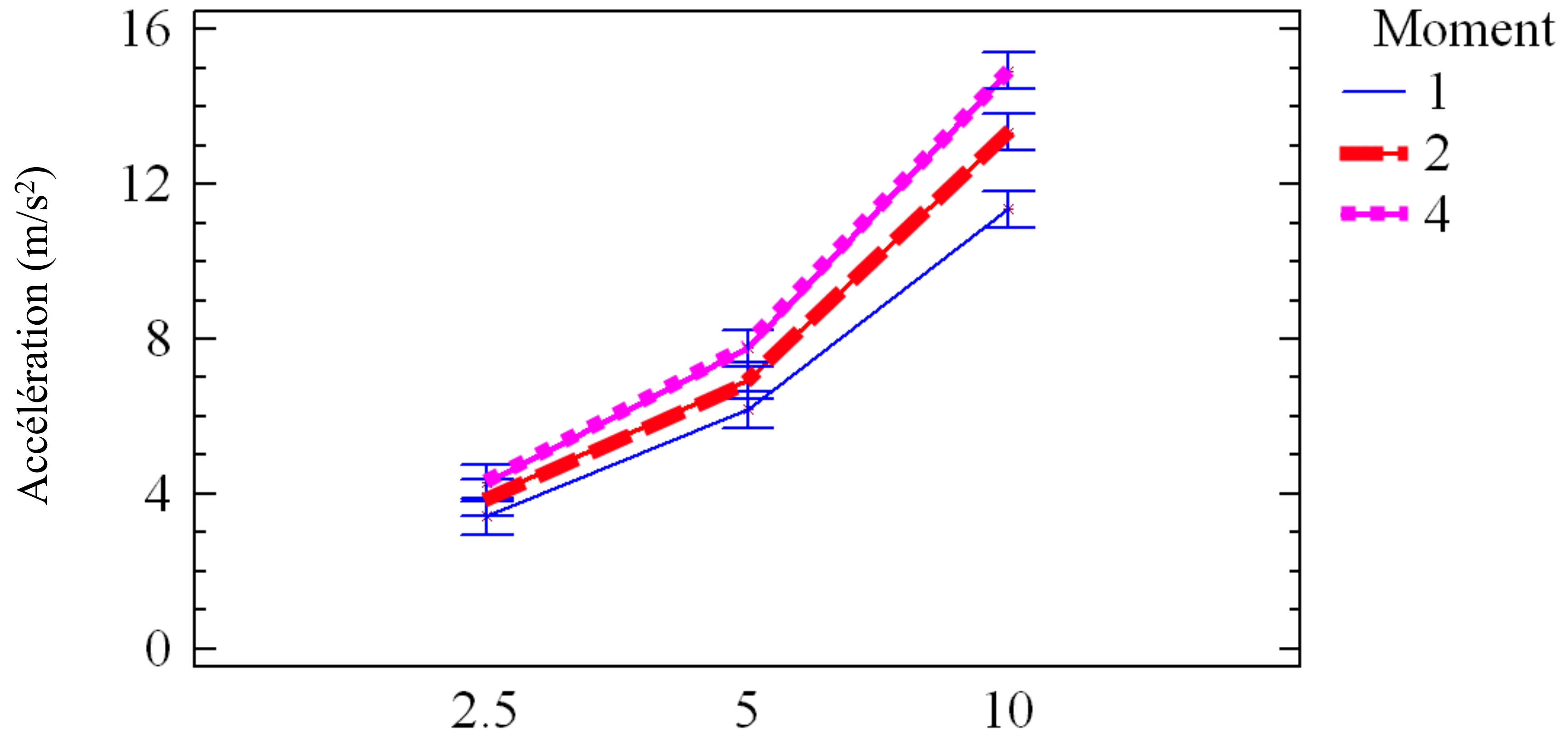
# RÉSULTATS



Interaction entre l'amplitude des vibrations ( $m/s^2$ ) à la poignée et le moment de force (Nm) sur l'amplitude des vibrations ( $m/s^2$ ) au coude



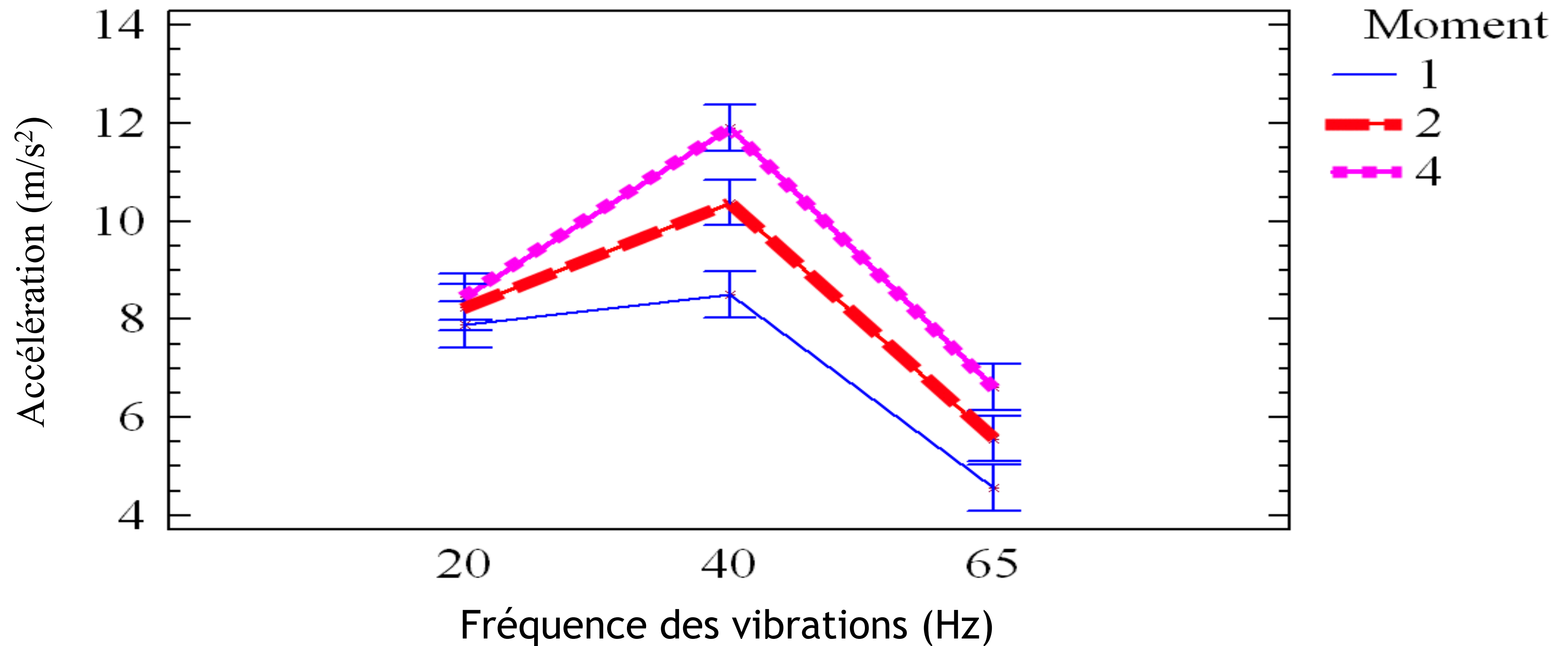
# RÉSULTATS



Interaction entre l'amplitude des vibrations ( $m/s^2$ ) à la poignée et le moment de force (Nm) sur l'amplitude des vibrations ( $m/s^2$ ) au poignet



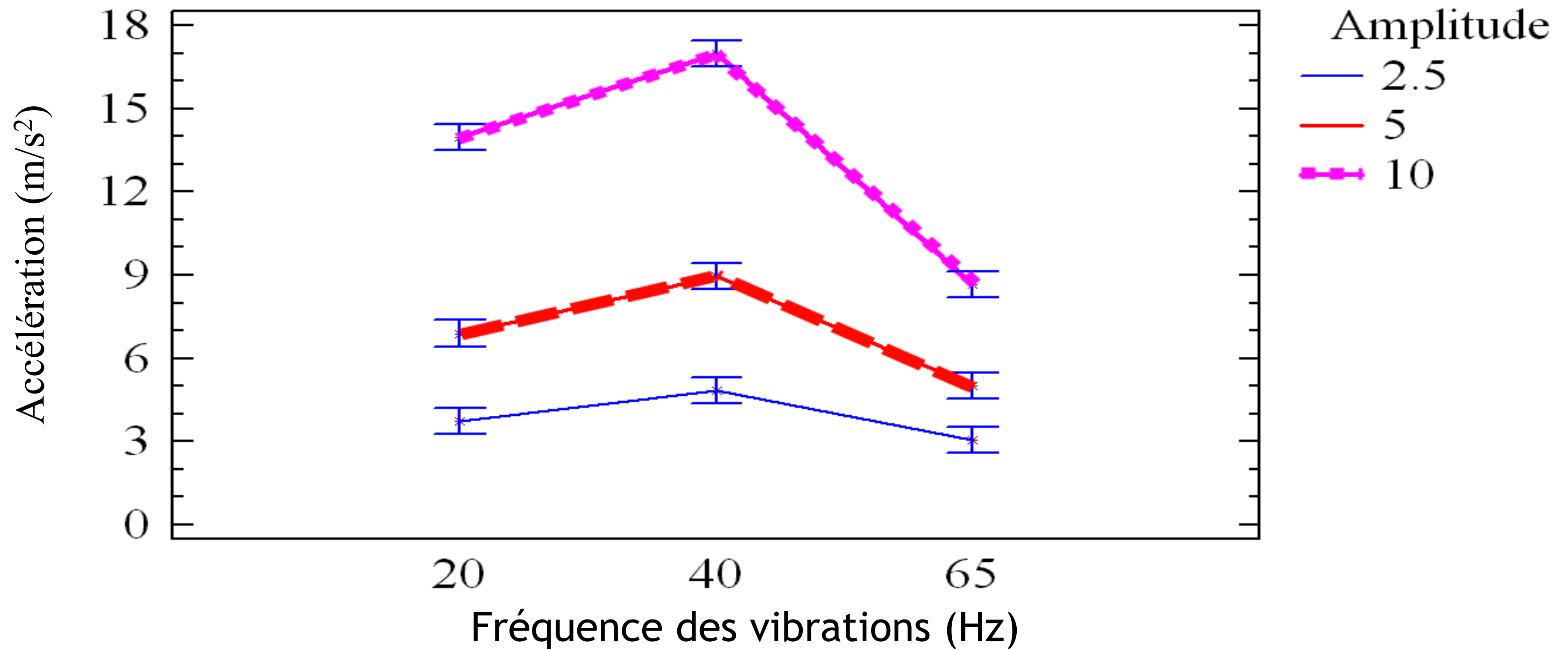
# RÉSULTATS



Interaction entre le moment de force (Nm) et la fréquence des vibrations (Hz) sur l'amplitude des vibrations (m/s<sup>2</sup>) pour le poignet



# RÉSULTATS

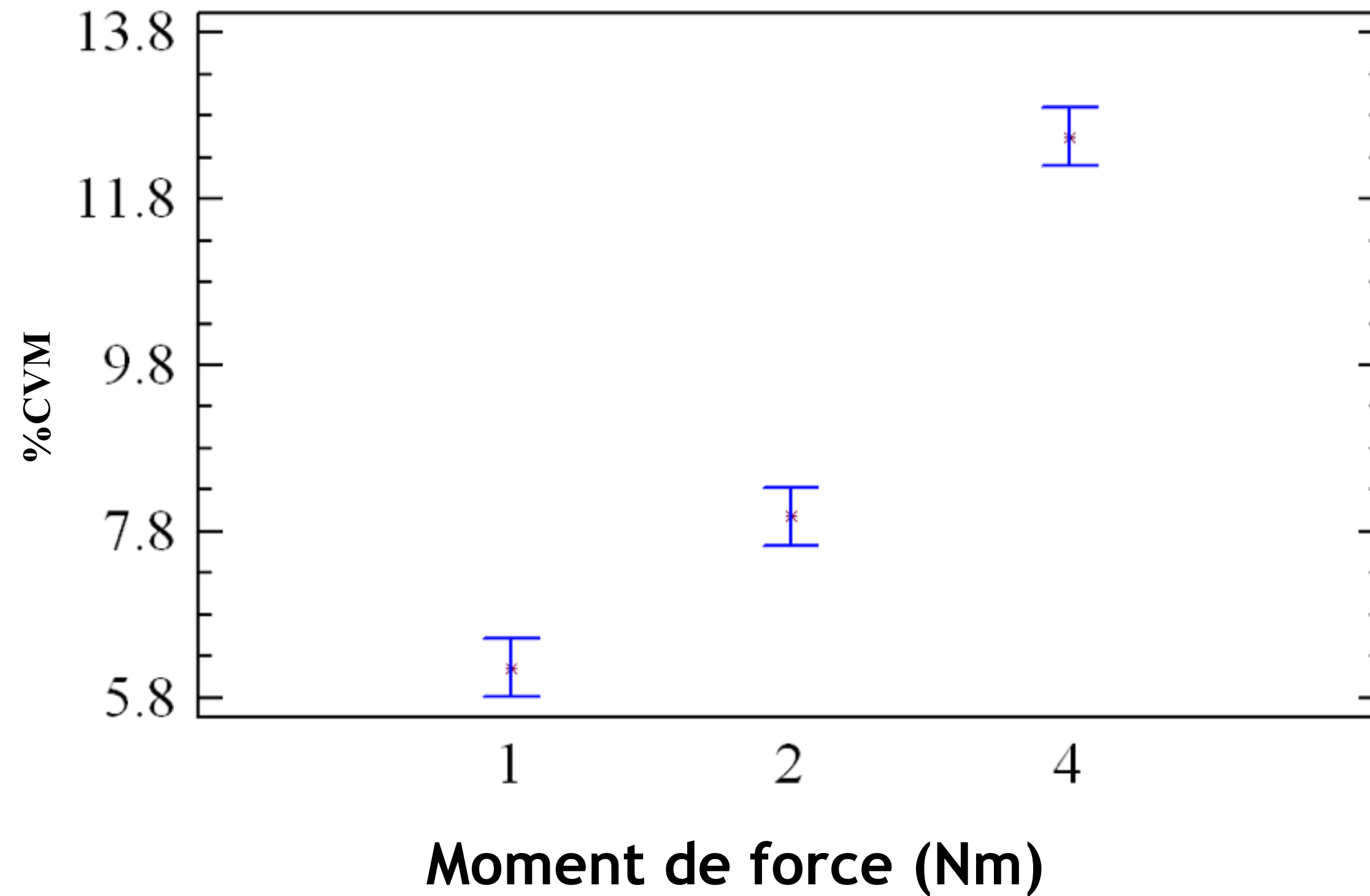


Interaction entre l'amplitude des vibrations ( $m/s^2$ ) et la fréquence des vibrations (Hz) sur l'amplitude des vibrations ( $m/s^2$ ) au poignet

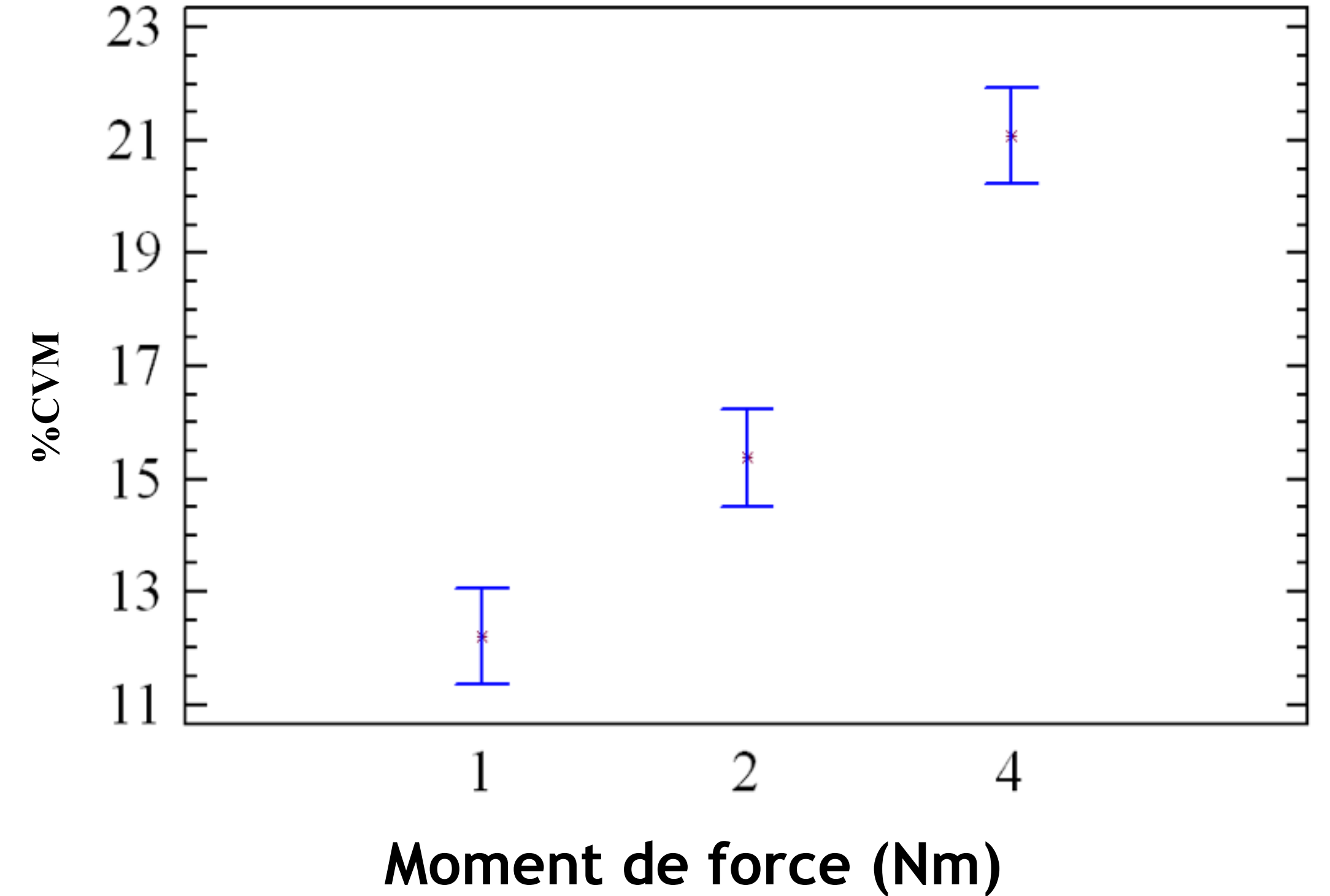


# RÉSULTATS

## Long extenseur radial du carpe



## Extenseur commun des doigts



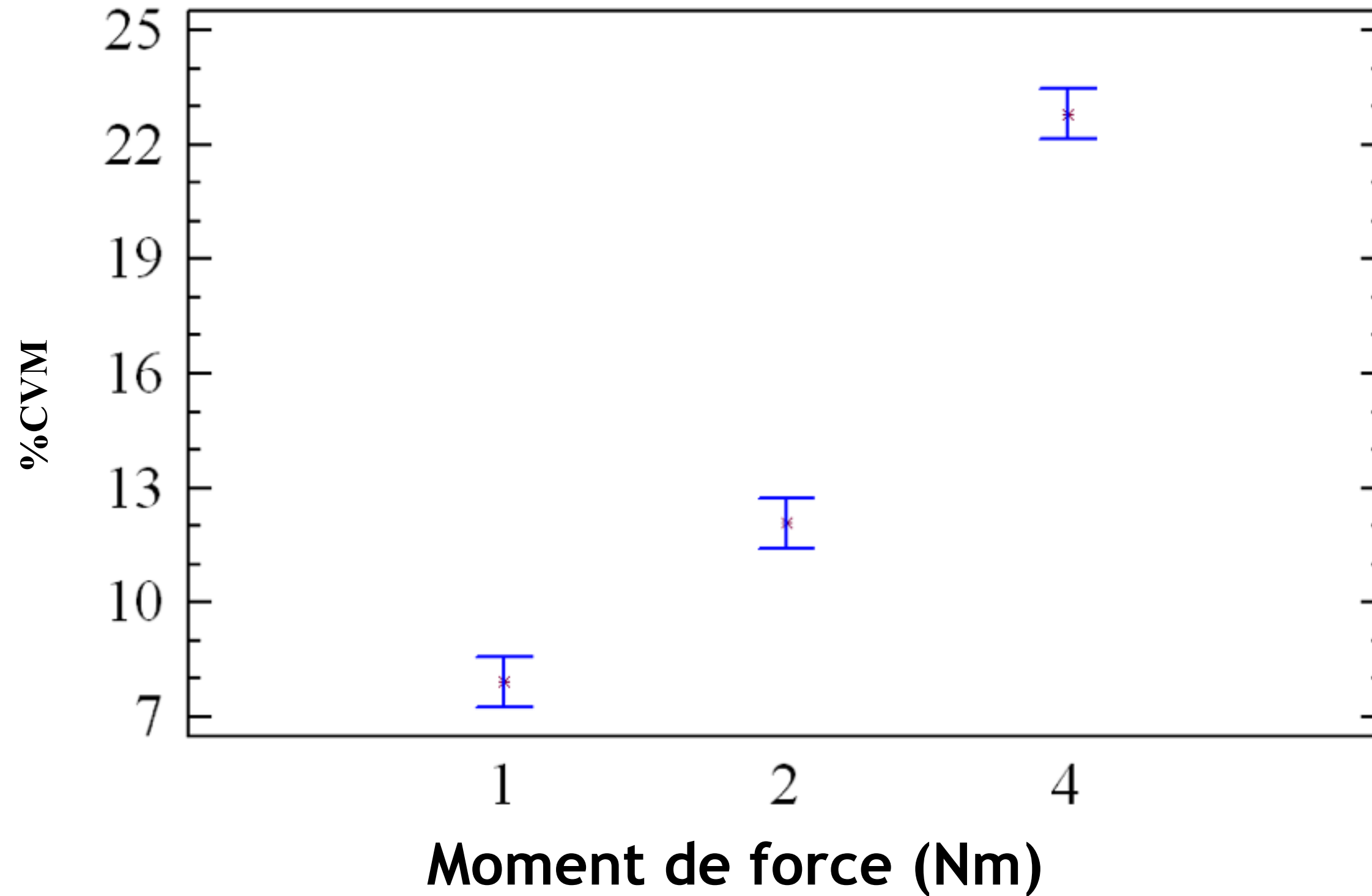
Pourcentages de contraction volontaire maximale de deux muscles en fonction du moment de force (Nm)



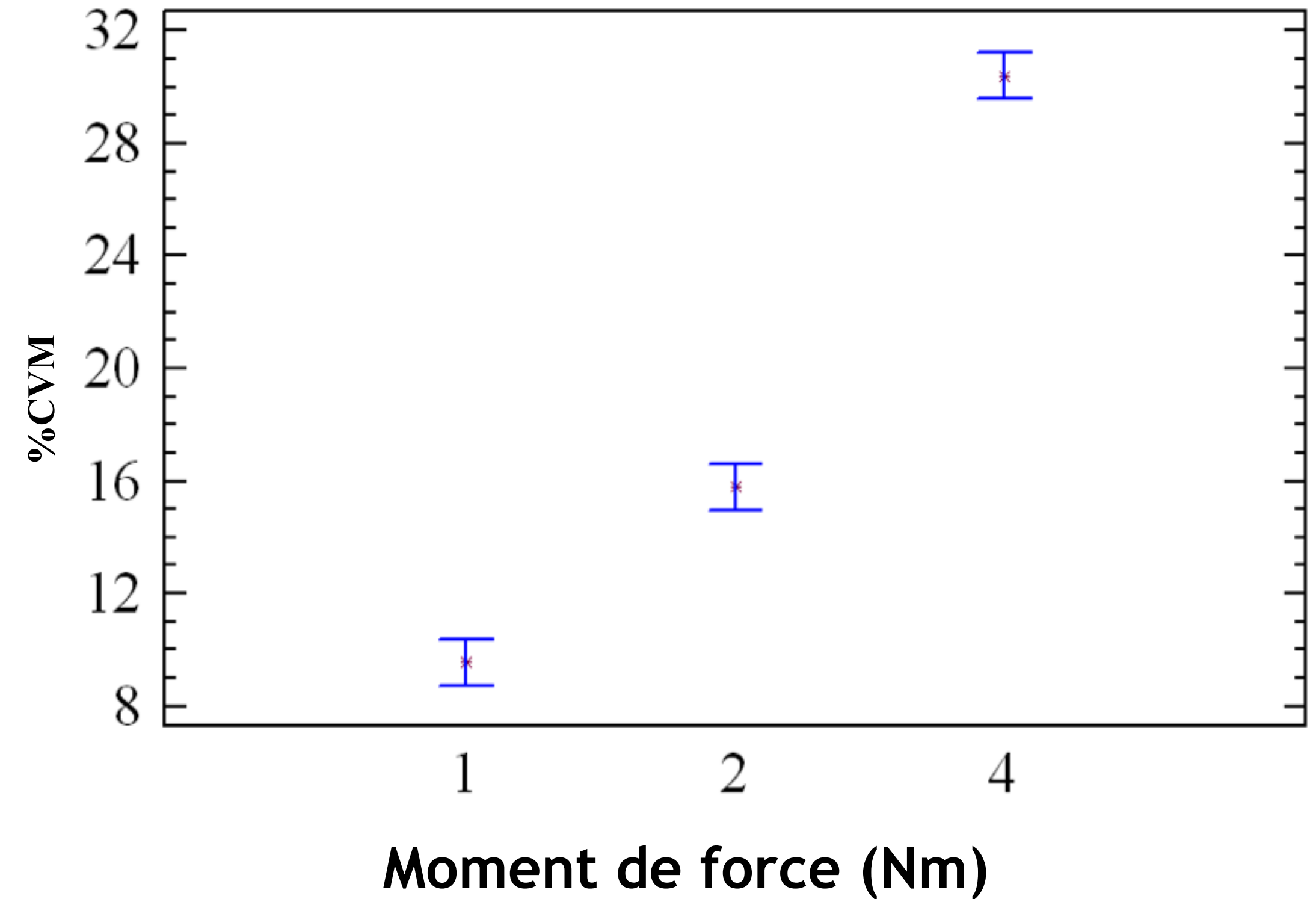


# RÉSULTATS

## Fléchisseur superficiel des doigts



## Fléchisseur ulnaire du carpe

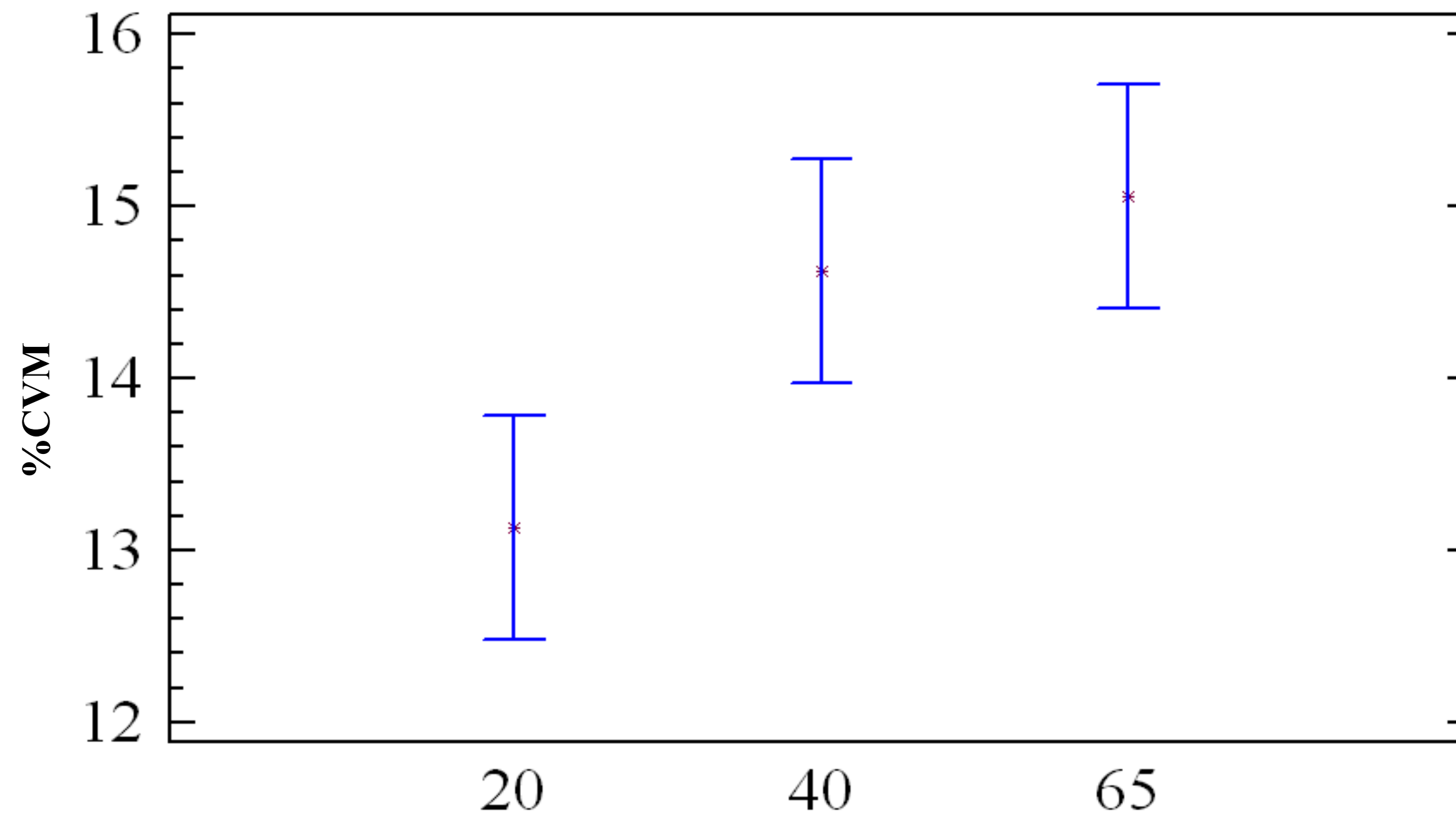


Pourcentages de contraction volontaire maximale de deux muscles en fonction du moment de force (Nm)



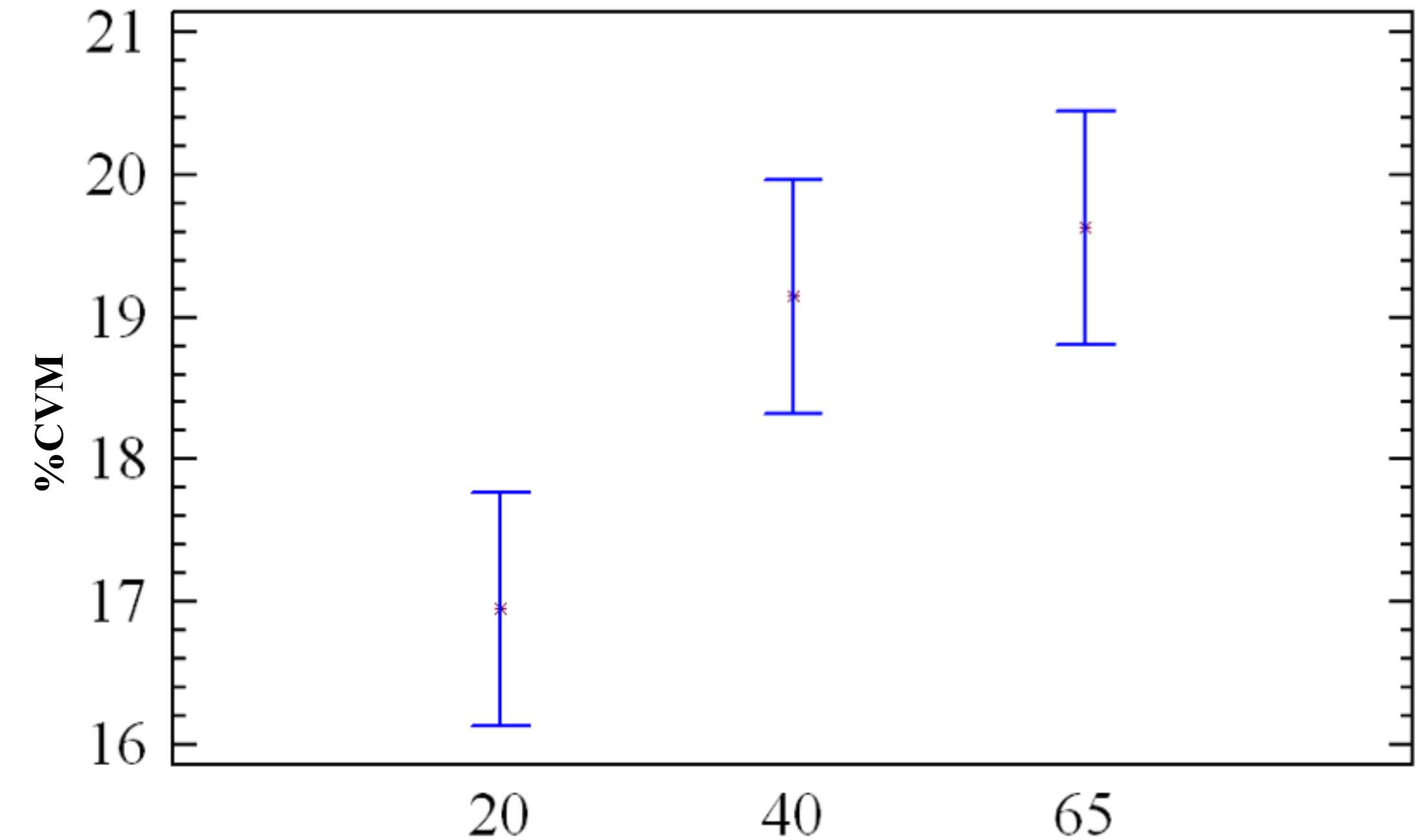
# RÉSULTATS

Fléchisseur superficiel des doigts



Fréquence des vibrations (Hz)

Fléchisseur ulnaire du carpe

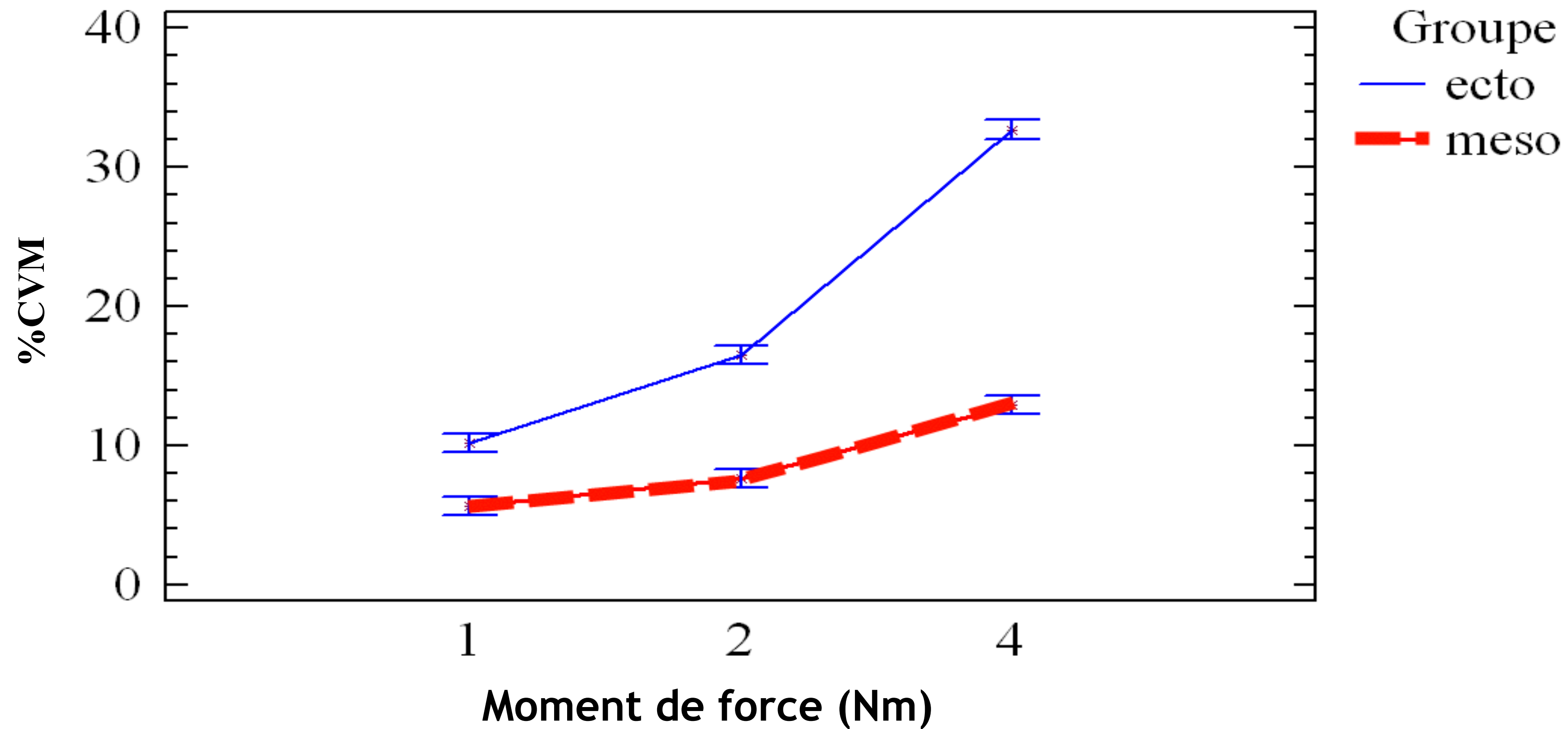


Fréquence des vibrations (Hz)

Pourcentages de contraction volontaire maximale de deux muscles en fonction de la fréquence des vibrations (Hz)



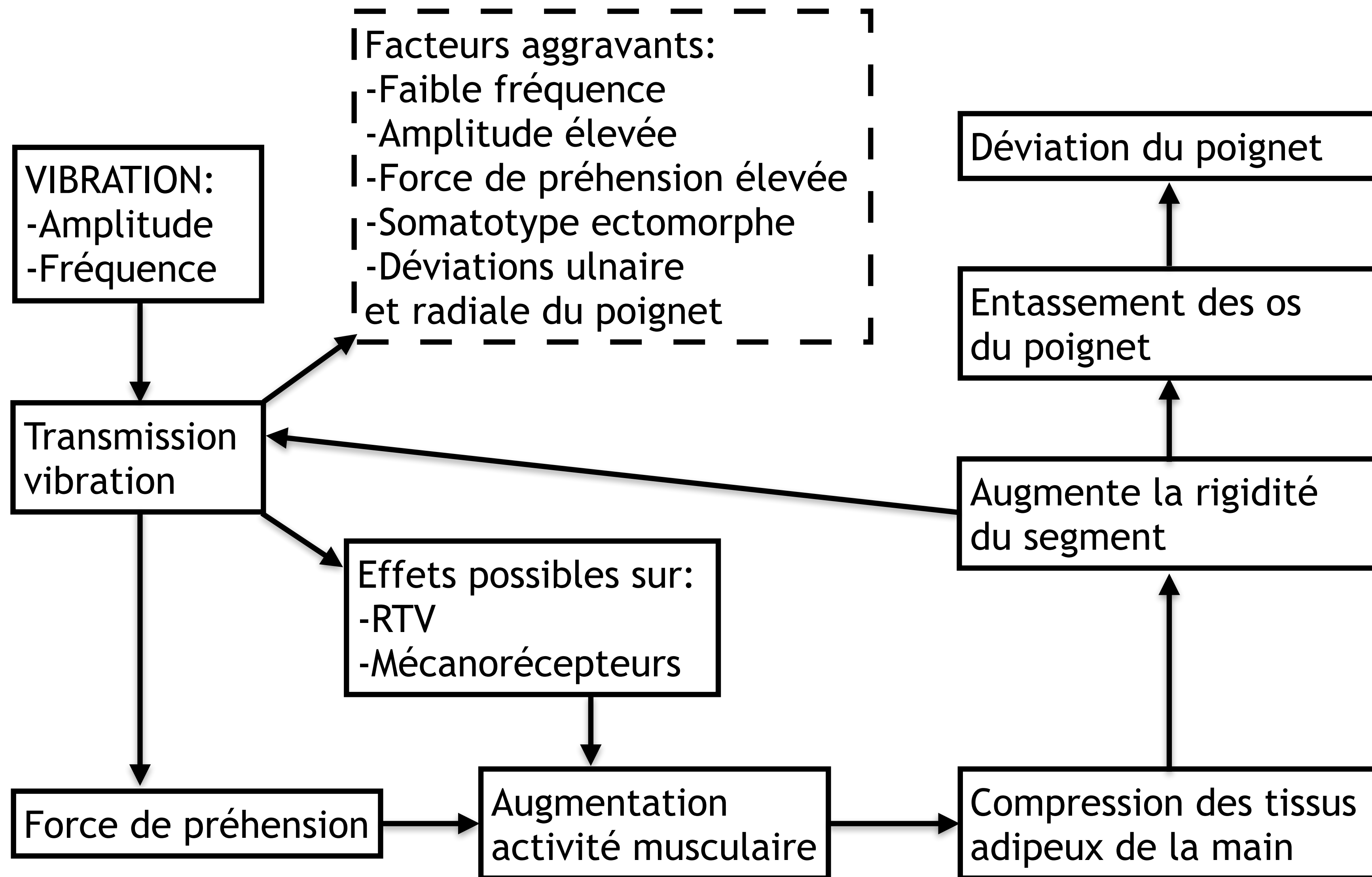
# RÉSULTATS



Interaction entre le somatotype et le moment de force (Nm) sur le pourcentage de contraction volontaire maximale du muscle fléchisseur superficiel des doigts



# Synthèse





**SINCÈRES REMERCIEMENTS À  
L'INSTITUT DE RECHERCHE ROBERT-  
SAUVÉ EN SANTÉ ET EN SÉCURITÉ AU  
TRAVAIL**



# RÉFÉRENCES

- Carter, J.E.L., Heath, B.H. (1990). *Somatotyping - Development and applications*. Cambridge : Cambridge University Press
- Eklund, G., Hagbarth, K.E. (1966) *Normal variability of tonic vibration reflexes in man*. *Experimental neurology*. 16: 80-82
- Marchand, D., Giguère, D. (2010) « *Les risques de troubles musculosquelettiques aux membres supérieurs dans le secteur des services à l'automobile - Étude exploratoire* », Rapport R-645, Montréal, IRSST
- McGill, S.M. (1997) *The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic*. *J. Biomechanics* 30(5). 465-475
- Morioka, M., Griffin, M.J. (2009). *Equivalent comfort contours for vertical vibration of steering wheels: effect of vibration magnitude, grip force, and hand position*. *Applied ergonomics*. 817-825
- Park, H.S., Martin, B.J. (1993). *Contribution of the tonic vibration reflex to muscle stress and muscle fatigue*. *Scand J Work Environ Health*. 35-42