

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

ÉTUDE DES IMPACTS À LA TÊTE CHEZ LES ATHLÈTES DE CHEERLEADING  
UNIVERSITAIRE : ÉTUDE EXPLORATOIRE ET VALIDATION D'OUTIL  
TÉLÉMÉTRIQUE.

COMME EXIGENCE PARTIELLE DE LA  
MAITRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR  
EMILIE CROTEAU

JUILLET 2024

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire, de cette thèse ou de cet essai a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire, de sa thèse ou de son essai.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire, cette thèse ou cet essai. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire, de cette thèse et de son essai requiert son autorisation.

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

MAITRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE (M.Sc)

**Direction de recherche**

Laurie-Ann Corbin-Berrigan, CAT(C), Ph.D.

Prénom et nom

Directeur de recherche

Eric Wagnac, Ph.D.

Prénom et nom

Codirecteur de recherche

**Jury d'évaluation**

Laurie-Ann Corbin-Berrigan, CAT(C), Ph.D.

Prénom et nom

Directeur de recherche

Fonction du membre de jury

Stéphanie-May Ruchat, Ph.D.

Prénom et nom

Jury interne

Fonction du membre de jury

Isabelle Pagé, D.C., Ph.D.

Prénom et nom

Jury externe

Fonction du membre de jury

## RÉSUMÉ

**Titre :** Étude des impacts à la tête chez les athlètes de cheerleading universitaire : Étude exploratoire et validation d’outil télémétrique.

**Introduction :** La cinématique des impacts à la tête dans les sports sans contact à dominance féminine est largement sous-étudiée. Les études des coups répétés à la tête sont axées sur les sports de contacts masculins portant des casques. L’augmentation des données au sujet des impacts répétés à la tête dans les sports sans contact à dominance féminine, tel que le cheerleading, pourra contribuer à nourrir la littérature et les connaissances sur les effets physiologiques des impacts à la tête, incluant les commotions cérébrales. De plus, l’étude d’outils télémétriques accessibles, juste et fiables pour quantifier et caractériser les impacts à la tête contribuera à élargir la littérature sur les impacts à la tête dans les sports sous-étudiés.

**Objectifs :** (1) Quantifier et caractériser les impacts à la tête en contexte de pratique chez des athlètes universitaires (hommes et femmes) de cheerleading; (2) Valider l’utilisation d’un capteur télémétrique (CUE sport sensor, Athlete Intelligence, WA, USA) dans l’étude des impacts à la tête dans les sports sans équipement de protection, tel le cheerleading.

**Méthodologie :** (1) *In vivo*, un total de 23 athlètes de niveau universitaire de cheerleading (17 femmes, 6 hommes) âgés en moyenne de  $21,70 \pm 2,03$  ans avec  $4,87 \pm 4,59$  années d’expérience de cheerleading ont participé à l’étude. Les athlètes ont porté un bandeau instrumenté avec un capteur télémétrique CUE sport sensor durant quatre pratiques de

cheerleading. Les pratiques ont été supervisées par un assistant de recherche pour assurer le fonctionnement des appareils et filmer afin d'assurer que les impacts soient visuellement confirmés par un observateur. (2) En laboratoire, 63 impacts ont été produits sur une tête et cou Hybrid III de 95<sup>e</sup> percentile instrumentée avec neuf accéléromètres et deux capteurs CUE sport sensor (au-dessus de l'oreille gauche et au centre de masse) pour évaluer la justesse et la fiabilité du capteur.

**Résultats :** *In vivo*, un total de 91 impacts ont été compilés durant les quatre pratiques instrumentées. Une voltige a enregistré 35 impacts durant ces trois pratiques instrumentées, soit l'équivalent de 6,07 impacts à la tête par heure de pratique de cheerleading. 88 impacts étaient sous le seuil de 66 g, un impact était entre 66 g et 82 g, et deux impacts étaient au-dessus du seuil de 82 g. La magnitude moyenne d'impact était de 15,14 g ( $\pm 19,74$ ), avec une médiane de 10 g, un minimum à 1 g et un maximum à 141 g. Toutes les accélérations rotationnelles étaient sous le seuil de 4 500  $rad/s^2$ , avec une médiane de 777,30  $rad/s^2$  ( $\pm 208,95$ ), un minimum à 420,50  $rad/s^2$  et un maximum à 1 534,59  $rad/s^2$ . Un impact avec un *head impact criterion* (HIC) score au-dessus du seuil de 1 000 a été enregistré. Un HIC score moyen de 33,46 ( $\pm 131,75$ ) a été enregistré, avec une médiane de 6,96, un minimum à 1,64 et un maximum à 1 115,87. En laboratoire, nous avons comparé les résultats obtenus par le CUE sport sensor et le système DTS et obtenu un Coefficient de corrélation de concordance (CCC) pour la magnitude d'impact à 0,01414 (IC: 0,00682 - 0,02146), pour l'accélération rotationnelle à -3,21861E-05 (IC: -0,00026 - 0,000196), et pour le HIC score à 0,002004 (IC: 0,001014 - 0,002994). Le CUE sport sensor porté hors d'un casque a une fiabilité à 97,7 %.

**Conclusion :** Les impacts à la tête sont présents en quantité et force conséquente durant les pratiques de cheerleading. Le CUE sport sensor est fiable, mais peu juste pour enregistrer les impacts à la tête dans la pratique des sports sans casques. L'élargissement de nos connaissances sur l'incidence des impacts à la tête dans les sports peu étudiés, les sports sans contacts et dans les sports à dominance féminine, tel que le cheerleading est essentiel pour permettre le développement d'outils de diagnostics efficace spécifique au sexe biologique et la mise en place de mesures favorisant la pratique sécuritaire de tous les sports.

**Mots clés :** *Impacts à la tête, Cheerleading, Télémétrie, Commotion cérébrale, Athlète féminine*

## SUMMARY

**Title:** Head impacts in university level varsity cheerleading athletes: an exploratory and validation study.

**Background:** Non-contact female dominant sport such as cheerleading are widely understudied when it comes to head kinematics and impacts. Repeated head impact studies aim at male athletes practicing helmeted contact sport. Knowledge on the topic of repeated head impacts in female athletes, such as cheerleaders, could contribute to the male-dominant existing body of literature and increase knowledge on physiological effects of head impacts, including concussions. The study of accessible accurate and reliable device to quantify and characterize head impact will help widen the literature on head impact in understudied sports.

**Objectives:** (1) Quantifying and characterize head impacts in university-level cheerleading athletes (male and female) during practice; (2) Validate the utilization a telemetric sensor (CUE sport sensor, Athlete Intelligence, WA, USA) for the study of head impact in sports without protective equipment, such as cheerleading.

**Methods:** (1) *In vivo*, a total of 23 university-level cheerleading athletes (17 females, 6 males) with mean age of  $21,70 \pm 2,03$  and  $4,87 \pm 4,59$  years of experience of cheerleading participated in this study. They wore a headband instrumented with a telemetric CUE sport sensor for the duration of quatre cheerleading practices. All practices were supervised by a research assistant which ensure for proper functioning of the equipment and filmed for all impacts to be observer validated. (2) In laboratory, 63 impacts were

produced on a 95<sup>th</sup> percentile Hybrid III head and neck instrumented with nine accelerometers and two CUE sport sensor (above left ear and at center of mass (COM)) to test the accuracy and reliability of the sensor.

**Results:** *In vivo*, a total of 91 impacts over the spend of four practices were compiled. One athlete recorded 35 impacts over three practices which is equivalent to 6,07 impacts to the head per hour of cheerleading. 88 impacts were below 66 g, one impact was between 66 g and 82 g, and two impacts were above 82 g. We recorded a mean impact magnitude of 15,14 g ( $\pm 19,74$ ), with a median of 10, a minimum of 1 g and maximum of 141 g. All impacts were below 4 500  $rad/s^2$ , with a median of 777,30  $rad/s^2$  ( $\pm 208,95$ ), a minimum of 420,50  $rad/s^2$  and maximum of 1 534,59  $rad/s^2$ . We recorded one impact with a head impact criterion (HIC) score above 1 000. We recorded a mean HIC score of 33,46 ( $\pm 131,75$ ), with a median of 6,96, a minimum of 1,64 and maximum of 1 115,87. In laboratory, we obtained accuracy concordance correlation coefficient (CCC) for impact magnitude at 0,01414 (CI: 0,00682 - 0,02146), for rotational acceleration at -3,21861E-05 (CI: -0,00026 - 0,000196), and for HIC score at 0,002004 (CI: 0,001014 - 0,002994). The CUE sport sensor non-helmeted has a reliability of 97,7 %.

**Conclusion:** Head impacts are present in consequent strength and volume during cheerleading practices. The CUE sport sensor, although poorly accurate, is reliable to record impacts to the head in non-helmeted sports. Widening of our knowledge on head impact incidences in little-studied sports, non-contact sports and female dominant sports,

such as cheerleading, is fundamental to allow for the creation of efficient sex-specific diagnostic tools and the establishment of measure to allow for safe sport practices.

***Keywords :*** *Head impacts, Cheerleading, Telemetry, Concussion, Female athlete*

## TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ.....	iii
SUMMARY .....	vi
LISTE DES TABLEAUX.....	xiii
LISTE DES FIGURES .....	xiv
LISTE DES SIGLES ET DES ABRÉVIATIONS .....	xv
REMERCIEMENTS .....	xvii
AVANT-PROPOS.....	xviii
INTRODUCTION.....	1
REVUE DE LITTÉRATURE .....	4
1. Commotion cérébrale.....	5
1.1 Incidence.....	5
1.2 Pathophysiologie.....	6
1.3 Évaluation et diagnostic.....	10
2. Impacts à la tête dans les sports .....	13
2.1 Impacts commotionnels .....	13
2.2 Impacts sous-commotionnels.....	14
2.3 Effets des impacts répétés à la tête .....	15
2.4 Occurrences des impacts.....	17

3. Cheerleading .....	17
3.1 Blessures au cheerleading.....	20
3.2 Études sur le cheerleading .....	21
4. Cinématique des coups à la tête .....	25
4.1 Étude des coups à la tête .....	25
4.2 Capteurs télémétriques.....	31
4.3 CUE sport sensor .....	32
4.4 Validité et fiabilité des capteurs télémétriques .....	34
PROBLÉMATIQUE .....	35
OBJECTIFS.....	38
HYPOTHÈSES .....	40
ARTICLE SCIENTIFIQUE .....	43
Abstract .....	47
Introduction .....	51
Experiment 1 – Impact collection during cheerleading practices .....	55
Methods .....	55
<i>Participants</i> .....	55
<i>Procedure</i> .....	55
<i>Results</i> .....	56

Experiment 2 – Impact reproduction in laboratory .....	61
Methods .....	61
<i>Procedure</i> .....	61
<i>Accuracy</i> .....	62
<i>Reliability</i> .....	62
Results.....	65
<i>Accuracy</i> .....	65
<i>Reliability</i> .....	69
Discussion .....	70
Limitations.....	73
Conclusions .....	73
References .....	75
Tables .....	80
Figures .....	84
DISCUSSION .....	91
Limitations .....	96
Perspective .....	98
Prévention primaire.....	99
Prévention secondaire .....	100

Prévention tertiaire.....	101
CONCLUSION .....	102
ANNEXE A – CERTIFICATION D’ÉTHIQUE .....	i

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1: Unités et seuils des mesures.....	31
Tableau 2: Principaux capteurs télémétriques portables retrouvés dans la littérature et sur le terrain (Adaptation de (Kieffer et al., 2020)). .....	32
Table 3: Participants’ demographic information    Tableau 3: Participants’ demographic information.....	80
Table 4: Impact per Position    Tableau 4: Impact per Position.....	81
Table 5: Successful impact DTS vs Head vs COM    Tableau 5: Successful impact DTS vs Head vs COM.....	82
Table 6: CUE Sport sensor accuracy    Tableau 6: CUE Sport sensor accuracy .....	83
Table 7: Variability of the CUE Sport sensor per axis    Tableau 7: Variability of the CUE Sport .....	83

## LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Cascade neurométabolique simplifiée suivant une commotion cérébrale (Adaptation de (Giza et al., 2018; Giza & Hovda, 2014). .....	8
Figure 2 : Effets de la déformation des tissus cérébraux & cascade pathophysiologique. (Adaptation de (Giza et al., 2018; Giza & Hovda, 2014). .....	9
Figure 3: Algorithme de diagnostic de la commotion cérébrale (Adaptation de (Silverberg et al., 2023)). .....	10
Figure 4 : Prédiction des risques de déficits cognitifs selon le volume cumulatif d'impacts à la tête (Montenegro et al., 2017). .....	16
Figure 5: Position au cheerleading. (a) Voltige, (b) Base et (c) Spotteur (Xu et al., 2022). 19	
Figure 6 : Représentation des sports et du sexe dans la recherche utilisant des capteurs télémétriques (Traduit de Le Flao et al., 2022). .....	26
Figure 7 : Probabilité de blessures spécifiques à la tête selon le HIC score (Traduit de Yang & Dai, 2010). .....	28
Figure 8: (A) Axes et (B) (Athlete Intelligence) dimension du CUE Sport Sensor.....	33
Figure 9: Cheerleading position according to participant' sex .....	84
Figure 10: Impact magnitude per position .....	85
Figure 11: Rotational acceleration per position .....	86
Figure 12: HIC score per position.....	87
Figure 13: Impactor setup .....	88
Figure 14: CUE Sport sensor axis.....	89
Figure 15: Reliability of the CUE sport sensor.....	90

## LISTE DES SIGLES ET DES ABRÉVIATIONS

Académie américaine de pédiatrie	AAP
Adénosine triphosphate	ATP
<i>Consensus head acceleration measurement practices</i>	CHAMP
<i>Cumulative head impact index</i>	CHII
<i>Chronic traumatic encephalopathy</i>	CTE
Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux du Nord-de-l'Île-de-Montréal	CIUSSS-NIM
<i>Center of mass</i>	COM
Coefficient de corrélation de concordance	CCC
<i>Concordance correlation coefficient</i>	CCC
<i>Confidence interval</i>	CI
<i>Chronic traumatic encephalopathy</i>	CTE
<i>Data acquisition system</i>	DTS
Encéphalopathie traumatique chronique	ETC
Groupe de recherche sur les affections neuromusculosquelettiques	GRAN
<i>Head impact criterion</i>	HIC
<i>Immediate post-concussion assessment and cognitive testing</i>	ImPACT
Inertial measurement unit	IMU
Intervalle de confiance	IC
Inertial measurement unit	IMU

Lésion cérébrale traumatique	LCT
Université du Québec à Trois-Rivières	UQTR
<i>United States of America</i>	USA
Traumatisme crâniocérébral	TCC
Traumatisme crâniocérébral léger	TCCL
<i>Mild traumatic brain injury</i>	mTBI
<i>National Operating Committee on Standards for Athletic Equipment</i>	NOCSAE
<i>National center for catastrophic sport injury research</i>	NCCSIR
N-méthyl-D-aspartique	NMDA
Neurotransmetteur	NT
<i>Return to play</i>	RTP
<i>Sport concussion assessment tool 6</i>	SCAT6
Syndrome du second choc	SSC
Syndrome encéphalopathique traumatique	SET
Système canadien hospitalier d'information et de recherche en prévention des traumatismes	SCHIRPT
Système national d'information sur les soins ambulatoires	SNISA

## REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord remercier mes co-superviseurs de maîtrise, **Laurie-Ann Corbin-Berrigan** et **Eric Wagnac**, qui ont su être incroyablement patients et me supporter tout au long mon cheminement sinueux. Ils ont su comprendre et s'adapter à mon horaire beaucoup trop chargé.

Merci à **Martin Descarreaux** de m'avoir supporté comme co-superviseur pour me permettre de démarrer mon projet.

Merci à toute l'équipe de **cheerleading** des Patriotes de l'UQTR d'avoir accepté de participer à mon projet.

Merci à mon frère **Jean-François Croteau** d'avoir décroché le téléphone ou s'être connecté en téléconférence à toute heure et tout fuseau horaire pour m'apporter son expertise, ses conseils et ses encouragements.

Le dernier, mais non le moindre, j'aimerais remercier mon mari incroyable, **Anthony Larose**, sans qui je n'aurais pas terminé ce cheminement. Il a su me supporter et me ramener à l'ordre aux bons moments pour me permettre de persévérer jusqu'à la fin malgré mon horaire parfois extrêmement chargé.

Une fois de plus, je n'ai pas suivi un échéancier typique, mais c'est avec beaucoup de fierté que je complète enfin ce défi que je n'aurais jamais cru choisir d'affronter il y a à peine quelques années.

## AVANT-PROPOS

Peu de temps avant d'avoir entamé mon baccalauréat en thérapie du sport, j'ai eu une importante commotion cérébrale qui a malheureusement été très mal prise en charge durant plus d'une année. Cette expérience m'a ouvert les yeux sur les lacunes entourant la commotion cérébrale et le besoin criant d'une progression dans la littérature, les outils diagnostiques et la formation aux professionnels de la santé. Durant mes stages terrains en thérapie du sport, nous sommes plusieurs stagiaires à avoir remarqué l'incidence élevée de commotion cérébrale dans le cheerleading à travers les différents milieux de stage sans avoir raison d'explication logique ni la littérature pouvant expliquer cette incidence.

Ce projet a émergé d'une envie de contribuer à la littérature sur les impacts à la tête et l'espoir de contribuer aussi peu soit-il au développement d'un outil diagnostique de la commotion cérébrale ainsi qu'un protocole de retour aux fonctions spécifique aux femmes.

J'espère que ce mémoire vous permettra d'élargir vos connaissances sur les impacts à la tête dans le cheerleading et vous donnera envie de contribuer au bassin de littérature sur les femmes dans le sport, leur santé et le développement d'outils spécifiques au sexe biologique.

## **INTRODUCTION**

Nombreuses sont les études portant sur les commotions cérébrales et les impacts à la tête chez les athlètes masculins pratiquant des sports de contacts en raison de leur forte exposition dans les médias (Le Flao et al., 2022). De ces études, un lien entre l'accumulation des impacts à la tête (incluant les commotions cérébrales) et une dégénérescence cérébrale précoce, ainsi qu'une altération des fonctions cognitives et physiques a pu être établi (Montenegro et al., 2017). Or, la quasi-totalité de ces études a été conduite chez des athlètes masculins, alors qu'il est maintenant bien établi que les femmes sont également à risque de commotion cérébrale et d'impacts à la tête. De plus, la littérature démontre une symptomatologie plus élevée chez la femme, ainsi qu'un retour complet aux fonctions normales physiques et cognitives plus long chez la femme (Varriano et al., 2018; Willer & Leddy, 2006). Malgré tout, très peu de littérature existe sur les sports à dominance féminine ainsi que sur les sports sans contacts, remettant ainsi en question l'applicabilité des données scientifiques issues des sports masculins à la population sportive féminine (Le Flao et al., 2022).

À ce jour, il n'y a pas d'outil diagnostique de la commotion, mais plutôt des outils d'évaluation pour aider les cliniciens à faire un choix éclairé sur le diagnostic de commotion cérébrale, le plan d'intervention clinique et le plan de retour progressif (Patricios et al., 2023). Il en va de même pour la détection précoce des potentielles séquelles à long terme. La détection rapide des commotions cérébrales favorise une meilleure prise en charge ainsi qu'un retour sécuritaire aux sports plus rapide et pourrait ainsi prévenir les séquelles. La technologie, telle que les capteurs télémétriques, aide au développement d'outils de détection des volumes d'impacts, ainsi que des impacts à plus

haut risque de pathologie associée aidant les cliniciens à cibler les athlètes et les manœuvres à risque de commotions cérébrales. Cette technologie permet également de mieux comprendre les techniques causant des impacts à la tête de haute intensité et favoriser une pratique sécuritaire du sport. Bien que ces outils soient plutôt accessibles sur le marché pour les équipes sportives grâce à leurs coûts abordables, ils ne sont pas tous communs dans la littérature. Cela s'explique par la récente émergence sur le marché de ces outils et le manque d'études de validation des données de ces dernier, rendant difficile de faire un choix éclairé pour la sélection d'un outil valide, soit rapportant une données exacte de ce que l'on désire mesurer, et fiable, soit rapportant une mesure stable entre les différents impacts, pour les équipes sportives.

Ce mémoire par article scientifique est présenté comme suit : Tout d'abord, une revue de la littérature développera sur la commotion cérébrale, les impacts à la tête dans le sport, le cheerleading et la cinématique des coups à la tête pour permettre de mettre en lumière les problématiques liées à ces sujets. Par la suite, nous discuterons des objectifs ayant guidé ce projet et des hypothèses associées. L'article scientifique rédigé pour une publication dans le *Journal of Athletic Training* sera ensuite présenté. Puis pour terminer, les résultats, les limitations et les perspectives découlant de ce projet seront discutés avant de conclure ce mémoire.

## **REVUE DE LITTÉRATURE**

## **1. Commotion cérébrale**

La commotion cérébrale, aussi appelée traumatisme crâniocérébral léger (TCCL), était auparavant classifiée comme une blessure mineure, mais elle est désormais reconnue comme un enjeu de santé publique (Champagne et al., 2023; 2020). Elle se définit comme une dysfonction neurologique transitoire secondaire à une force biomécanique transmise au cerveau, faisant désormais partie de la gamme des lésions cérébrales traumatiques (LCT), qui inclut les traumatismes crâniocérébraux légers, modérés et sévères (TCC) (McCrary, Feddermann-Demont, et al., 2017). Cette blessure affecte diverses populations, tous groupes d'âge confondus, mais est particulièrement commune dans le sport (Giza & Hovda, 2001; McCrary, Feddermann-Demont, et al., 2017; McCrary, Meeuwisse, et al., 2017). Dans le contexte de ce mémoire, le terme commotion cérébrale sera utilisé pour faciliter la lecture.

### ***1.1 Incidence***

La commotion cérébrale est une blessure commune. Champagne et collègues ont rapporté qu'environ 1,6 % des Canadiens âgés de 12 ans ou plus ont subi minimum une commotion cérébrale en 2019, alors qu'en 2020, plus de 1,3 million de commotions cérébrales ont été rapportées seulement au Canada (Champagne et al., 2023; Langer et al., 2020). En 2016 et 2017, approximativement 46 000 commotions cérébrales ont été diagnostiquées par les départements d'urgence des hôpitaux canadiens chez les jeunes de 5 à 19 ans, selon le système national d'information sur les soins ambulatoires (SNISA) (Agence de santé publique du Canada, 2018). Selon l'agence de la santé publique du Canada et les données recueillies par le système canadien hospitalier d'information et de

recherche en prévention des traumatismes (SCHIRPT), les commotions cérébrales représentent 93 % des TCC liées au sport chez les jeunes de 5 à 19 ans. Pour la population de 20 ans et plus, la cause principale de commotion cérébrale est d'avoir glissé ou accidentellement chuté, soit 29,5 % des cas de 20 à 64 ans et 61,3 % des cas de 65 ans et plus (Champagne et al., 2023). Bien qu'elle touche diverses populations et divers groupes d'âge, la commotion cérébrale est extrêmement commune dans le sport en raison du milieu propice aux impacts à la tête (Giza et al., 2013; Harmon et al., 2013; Macpherson et al., 2014). Dans les sports universitaires canadiens, un haut volume de commotion cérébrale est diagnostiqué chaque année dans les sports de contacts et les sports sans contacts. Delaney et collègues, ont suivi plus de 500 athlètes universitaires de football et soccer durant un an. Durant cette période, selon les questionnaires d'autodéclaration des symptômes, 70,4 % des joueurs de football et 62,7 % des joueurs de soccer ont rapporté avoir eu des symptômes de commotion cérébrale alors que, respectivement, uniquement 23,4 % et 19,8 % ont eu conscience d'avoir subi une commotion cérébrale (Delaney et al., 2002).

## ***1.2 Pathophysiologie***

La commotion cérébrale est causée par une force biomécanique transmise au cerveau entraînant promptement des symptômes physiques et cognitifs qui se résorbent habituellement rapidement (McCrary, Feddermann-Demont, et al., 2017; Patricios et al., 2023). Cette force biomécanique directe ou indirecte amorce un mouvement du cerveau dans la boîte crânienne, où les tissus cérébraux peuvent entrer en collision avec la boîte crânienne ou se cisailer (Bigler, 2008; Chancellor et al., 2019; Giza et al., 2018;

Steenerson & Starling, 2017). Les événements pouvant causer ce type de force incluent, mais sans s'y limiter, les chutes et les impacts directs à la tête, tel un tête-à-tête dans un contexte sportif. Certains impacts jugés à bas risque en raison de leur basse magnitude peuvent malgré tout avoir un stress important sur les tissus cérébraux. Le cisaillement est directement associé à la sévérité des lésions cérébrales en raison du haut niveau d'organisation des structures dans le cerveau qui rendent ce dernier plus vulnérable au cisaillement (Meaney & Smith, 2011; Zhang et al., 2004).

Suivant un impact de magnitude suffisante, les tissus cérébraux subissent une déformation rapide. Cette dernière entraîne des lésions au niveau du parenchyme cérébral, des vaisseaux sanguins cérébraux, et l'apoptose cellulaire de tissus cérébraux menant à la libération de leur contenu intracellulaire (Marklund & Hillered, 2011; McIntosh, 1994; Rink et al., 1995). Ce phénomène crée une tempête pathophysiologique dans un délai de 25 à 50 millisecondes suite à l'impact, entraînant ainsi une cascade neurométabolique se soldant par les symptômes et dysfonctions associés à une commotion cérébrale, tel que décrits plus loin (Bigler, 2008; Giza & Hovda, 2001). Il y aura libération de neurotransmetteur (NT) excitateur causant une dépolarisation des neurones en raison du mouvement d'ions (Giza & Hovda, 2001, 2014; Marklund & Hillered, 2011). Le débalancement des ions causera une augmentation du travail (voir Figure 1) et donc de la demande énergétique, ce qui causera à son tour une augmentation du métabolisme du glucose jusqu'à ne plus être en mesure de soutenir la demande (Giza & Hovda, 2001, 2014; Hall & Guyton, 2011). Cette augmentation drastique en besoin énergétique et l'incapacité du corps à fournir la demande en glucose entraîneront une crise énergétique

suivie d'une dépression du système cérébral (Giza et al., 2018; Giza & Hovda, 2001). Ces mécanismes compensatoires sont responsables d'un large éventail de symptômes commotionnels résultant d'une dysfonction transitoire qui peut être de nature variée tel que des symptômes physiques, cognitifs ou neurologiques. (Giza et al., 2018).

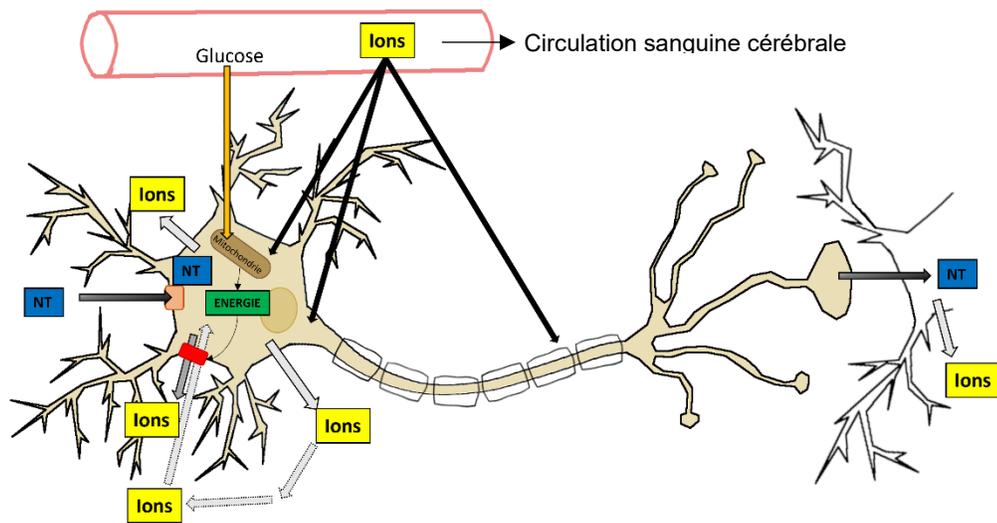


Figure 1 : Cascade neurométabolique simplifiée suivant une commotion cérébrale (Adaptation de (Giza et al., 2018; Giza & Hovda, 2014).

La complexité et les nombreuses fonctions du cerveau expliquent la variabilité dans la présentation clinique des commotions cérébrales (Kenzie et al., 2017). Les signes et symptômes d'une commotion cérébrale peuvent être séparés en cinq catégories, soit somatique, vestibulaire, oculomoteur, cognitif et émotionnel (Meehan et al., 2010; O'Connor, Baker, et al., 2017; Stillman et al., 2020). Les symptômes les plus souvent rapportés sont les maux de tête (93,4 - 94,7 %), étourdissements (74,6 - 74,8 %) et difficulté de concentration (56,6 - 61,0 %) (Meehan et al., 2010; O'Connor, Baker, et al.,

2017). Généralement, les déficits cognitifs et neurologiques résultant d'une commotion cérébrale se résorbent en 7 à 10 jours, alors que les symptômes se dissipent dans un délai de 15 jours (McCrary et al., 2013; Williams et al., 2015). Cependant, les effets physiologiques liés à la commotion cérébrale peuvent perdurer jusqu'à 30 jours à la suite de l'impact (Signoretti et al., 2011). Il est maintenant bien établi que la dysfonction neurologique transitoire résultant de la commotion cérébrale provoque un éventail de signes et symptômes cliniques, comme précédemment mentionné. Les modèles expérimentaux réussissent à expliquer certains de ces symptômes cliniques, alors que d'autres demeurent moins connus (voir Figure 2) (Giza et al., 2018; Giza & Hovda, 2014).

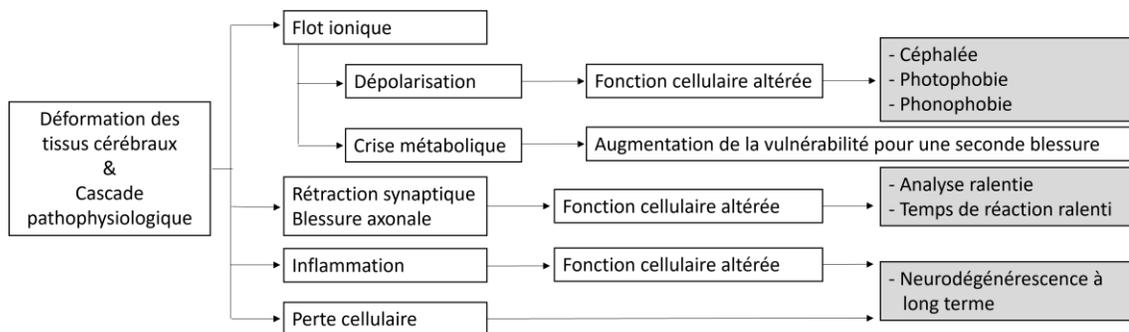


Figure 2 : Effets de la déformation des tissus cérébraux & cascade pathophysiologique. (Adaptation de (Giza et al., 2018; Giza & Hovda, 2014).

À ce jour, il n'y a pas de traitement pour la commotion cérébrale, mais plutôt des programmes de prévention et des protocoles de gestion clinique pour le retour aux activités cognitives et à l'activité physique, le tout dans le but de protéger le cerveau, qui est alors fragilisé par la crise énergétique résultant de la commotion cérébrale (Marklund & Hillered, 2011; McCrary, Meeuwisse, et al., 2017). La prévention primaire consiste à

prévenir la blessure, soit prévenir les impacts pouvant transmettre une force biomécanique à la boîte crânienne. La prévention secondaire réfère à la détection et la prise en charge adéquate de la commotion cérébrale, alors que la prévention tertiaire met l'accent sur le retour aux activités cognitives et physiques (Patricios et al., 2023).

### 1.3 Évaluation et diagnostic

Le diagnostic de la commotion cérébrale s'émet selon divers critères qui peuvent être notés chez le patient en réponse à un impact ayant eu le potentiel de transmettre une force biomécanique à la boîte crânienne (voir Figure 3).

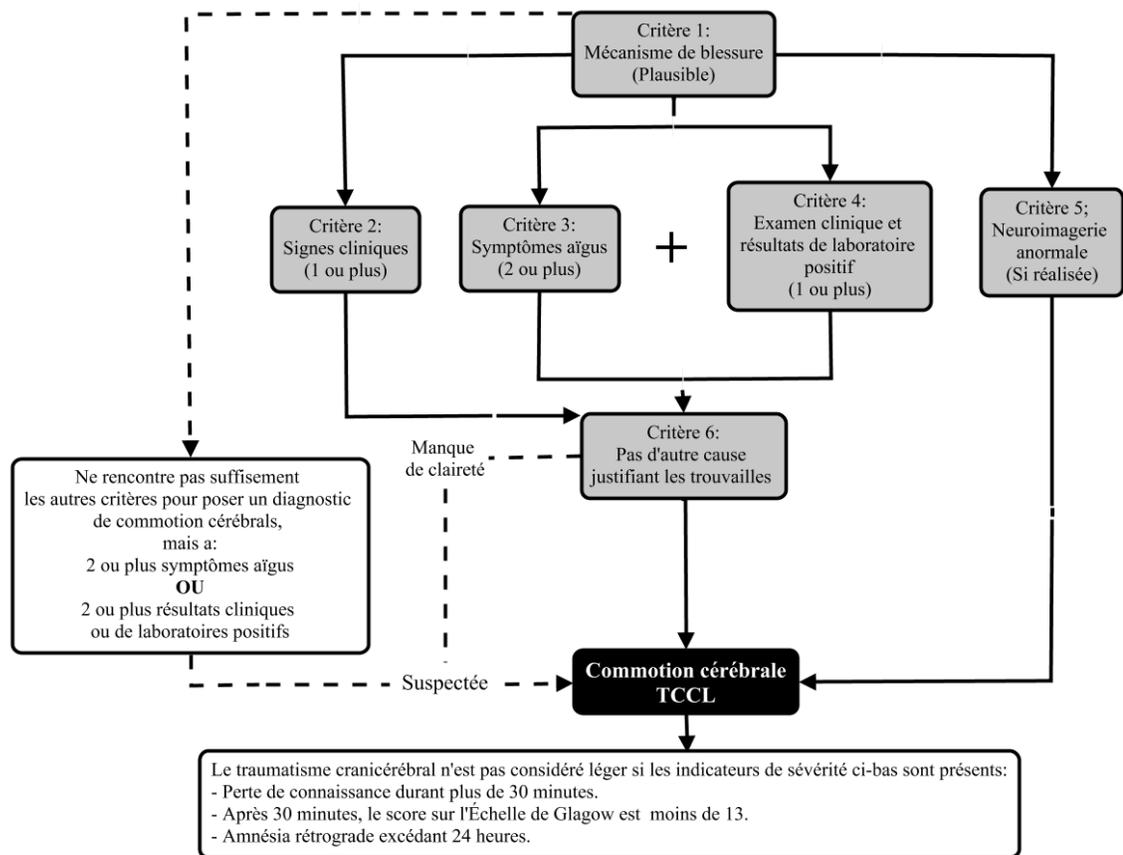


Figure 3: Algorithme de diagnostic de la commotion cérébrale (Adaptation de (Silverberg et al., 2023)).

Il n'existe pas de *Gold Standard* pour identifier la commotion cérébrale, et le diagnostic est surtout fondé sur une évaluation multimodale, incluant l'évaluation des signes visibles, de symptômes cliniques, ou rarement de tests de laboratoire ou d'imagerie médicale (Echemendia et al., 2017; Patricios et al., 2023; Teasdale & Jennett, 1974).

L'absence de *Gold Standard* combinée à l'incidence augmentée de la commotion cérébrale au cours de la dernière décennie a encouragé la communauté scientifique à se tourner vers des outils de mesures expérimentales qui pourraient aider à diagnostiquer la commotion cérébrale, favoriser la prise en charge adéquate et assurer un retour sécuritaire aux activités. Parmi ces mesures, on retrouve l'imagerie médicale expérimentale et les études métaboliques, qui commencent à démontrer la présence de certains marqueurs sanguins associés à la commotion cérébrale (McCrary, Meeuwisse, et al., 2017; Patricios et al., 2023; Wang et al., 2018; Zetterberg & Blennow, 2016). Ces études sont malheureusement encore au stade expérimental, ne permettant pas encore l'utilisation de ces outils à grande échelle. Les scientifiques ont donc eu à se tourner vers d'autres types de mesures cliniques fiables et valides afin d'assister le diagnostic clinique de la commotion cérébrale.

En effet, des avancées scientifiques ont récemment eu lieu dans le domaine de la biomécanique des impacts à la tête, plus spécifiquement auprès des athlètes et sportifs, à l'aide d'outils télémétriques portés lors de différents contextes sportifs (Brennan et al., 2017; O'Connor, Rowson, et al., 2017). Ces outils permettent d'identifier des forces appliquées à la boîte crânienne qui ont le potentiel d'occasionner une commotion cérébrale

(McAllister & McCrea, 2017). De plus, ils ont grandement contribué à l'étude des séquelles potentielles des impacts cumulés à travers les années de pratique sportive chez certains athlètes (McAllister & McCrea, 2017). Ces outils se trouvent au cœur de ce mémoire de maîtrise et seront développés davantage dans la quatrième section de ce mémoire.

## **2. Impacts à la tête dans les sports**

L'analyse biomécanique des coups à la tête permet de mieux comprendre les métriques de forces pouvant occasionner les commotions cérébrales et ainsi être en mesure de les prévenir. Chaque sport, avec ou sans contacts, implique des agilités particulières et aura donc ses propres particularités biomécaniques en ce qui a trait aux coups répétés à la tête (Huber et al., 2021). Pour mieux comprendre l'importance et les implications des différents coups à la tête, il faut d'abord se familiariser avec les types d'impacts à la tête que les athlètes peuvent subir.

### ***2.1 Impacts commotionnels***

Comme mentionné précédemment, les impacts commotionnels sont les impacts directs ou indirects à la boîte crânienne causant un trauma suffisant pour causer une dysfonction neurologique transitoire, aussi appelée commotion cérébrale (McCrory, Feddermann-Demont, et al., 2017). À la suite d'un impact commotionnel, les symptômes peuvent survenir immédiatement ou évoluer au cours des minutes ou heures qui suivent l'impact, puis devraient se dissiper dans un délai de 15 jours (Patricios et al., 2023; Williams et al., 2015). Généralement, les déficits cognitifs et neurologiques, quant à eux, se résorbent en 7 à 10 jours (McCrory et al., 2013; Williams et al., 2015).

Lorsqu'on évalue les impacts commotionnels, on ne peut pas uniquement se fier à la force du coup à la tête, il faut également prendre en considération plusieurs métriques d'impact, tant en quantité qu'en qualité, qui nous indiquent respectivement un ordre de grandeur du cisaillement subit par les tissus cérébraux et la vulnérabilité du cerveau causée

par les impacts répétés (Beckwith et al., 2018). Chaque individu ayant une morphologie et une vulnérabilité différente, le même impact n'aura pas nécessairement la même conséquence sur deux individus distincts (Beckwith et al., 2018). Ces métriques seront davantage discutées dans les sections suivantes de ce mémoire.

## ***2.2 Impacts sous-commotionnels***

Ce ne sont pas tous les impacts à la tête qui causent une commotion cérébrale. Les impacts à la tête ne causant pas une commotion cérébrale sont connus sous l'appellation impacts sous-commotionnels. Ils constituent habituellement des impacts de plus petite envergure, mais non exclusivement (Mainwaring et al., 2018). Même lorsque les impacts ne causent pas de symptômes physiques ou cognitifs immédiats, comme dans le cas de la commotion cérébrale, l'accumulation de ces impacts à la tête peut avoir des effets différés importants (McAllister & McCrea, 2017; O'Connor, Rowson, et al., 2017; Shuttleworth-Edwards et al., 2008). Il faut noter que lors de tous les impacts à la tête, une force biomécanique est transmise à la boîte crânienne, mais même lorsque moindre, cette force peut avoir des effets sur les structures internes. Ces effets ont été répertoriés, entre autres, chez certains joueurs de soccer sans historique de commotion cérébrale (Koerte et al., 2015). Certains athlètes ayant subi de nombreux impacts sous-commotionnels présentaient également des anomalies neurochimiques et des changements neuraux s'approchant des effets physiques des commotions cérébrales, mais sans présenter de signes et symptômes (Koerte et al., 2015). Malgré le progrès constant des recherches, l'effet exact des impacts sous-commotionnels sur la dégénérescence des tissus cérébraux est largement inconnu à ce jour (Slobounov et al., 2017).

### ***2.3 Effets des impacts répétés à la tête***

Les impacts répétés à la tête englobent à la fois les impacts sous-commotionnels et les impacts commotionnels. Cette terminologie est commune dans le contexte de sport de contact. Dans le contexte de ce mémoire, nous évaluerons et aborderons tous les impacts à la tête sans dissociation entre les impacts sous-commotionnels et les impacts commotionnels. Ce seront donc les impacts répétés à la tête qui seront d'intérêt. Les populations les plus à risque d'impacts répétés à la tête sont les athlètes, les militaires, ainsi que les gens pratiquant des activités extrêmes, telles que le parachute (Goldstein et al., 2012; McKee et al., 2023; Merritt et al., 2020; Omalu et al., 2011).

Il est maintenant bien établi que les impacts répétés à la tête peuvent entraîner diverses conséquences, parfois graves, sur la santé des individus. La conséquence la plus grave des impacts répétés se nomme le syndrome du second impact, et est un événement rare, mais fatal, qui survient lorsque le cerveau, déjà affaibli par un impact commotionnel et n'ayant pas récupéré, reçoit un autre impact (Giza et al., 2018; Giza & Hovda, 2001; Hebert et al., 2016; Signoretti et al., 2011; Stovitz et al., 2017; Tator et al., 2019). Les impacts répétés à la tête, avec ou sans commotion cérébrale, sont également associés à une dégénérescence précoce du cerveau, qui est observée post-mortem chez des individus ayant été exposés à de grands volumes d'impacts à la tête, comme dans le cas de joueurs de football (McKee et al., 2009; Omalu et al., 2005). Cette dégénérescence du cerveau pouvant occasionner des problématiques de santé mentale, ainsi que la perte des fonctions exécutives, est reconnue sous l'appellation encéphalopathie traumatique chronique (ETC) (Gavett et al., 2011; McCrory, Feddermann-Demont, et al., 2017; McKee et al., 2023;

Omalu et al., 2005). Il est maintenant établi que l'ETC résulte de multiples années d'exposition aux impacts répétés à la tête. Puisque l'ETC est exclusivement diagnostiquée post-mortem, les experts dans le domaine travaillent à l'établissement d'outils diagnostiques pour le syndrome encéphalopathique traumatique (SET) qui est le syndrome *in vivo* précurseur de l'ETC (Katz et al., 2021; McKee et al., 2023).

En effet, certaines études se penchent sur le volume d'impacts cumulés par les athlètes et leur corrélation avec une future dégénérescence cérébrale, dans le but de pouvoir prévenir les conséquences à long terme des impacts répétés à la tête. À titre d'exemple, chez les joueurs de football, les travaux de Montenigro et collègues ont identifié le seuil établissant un point de non-retour où les risques de dégénérescence cognitive augmentent linéairement avec l'augmentation d'impacts à la tête selon une relation dose-réponse (voir Figure 4) (Montenigro et al., 2017). Ce point de non-retour correspond à 1000 impacts et présente un doublement du risque à chaque tranche de 1000 impacts (Montenigro et al., 2017).

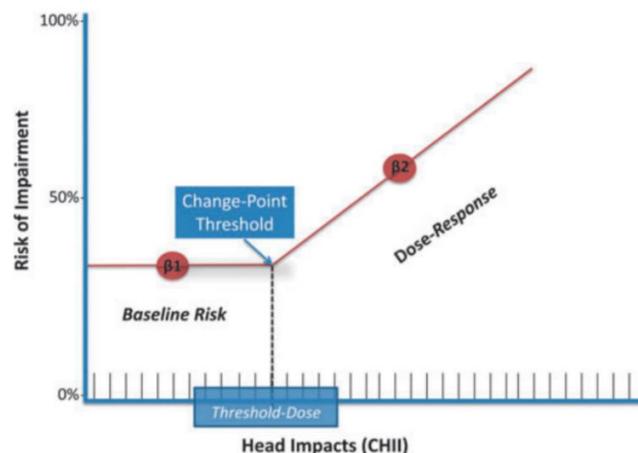


Figure 4 : Prédiction des risques de déficits cognitifs selon le volume cumulé d'impacts à la tête (Montenigro et al., 2017).

## ***2.4 Occurrences des impacts***

Plusieurs études ont répertorié les impacts à la tête dans les sports, et il est estimé que les athlètes de sport de contact peuvent subir plus de 500 impacts à la tête par année, comme dans le cas du football collégial américain, niveau correspondant au niveau universitaire canadien (Broglio et al., 2009; Schnebel et al., 2007). Selon Montenigro et collègues, les joueurs de football amateurs subissent en moyenne 600 impacts répétés à la tête au niveau secondaire et au-delà de 1000 impacts sous-commotionnels par année lorsque rendus au niveau collégial américain (Montenigro et al., 2017). Considérant la fréquence des impacts sous-commotionnels dans les sports, le seuil d'impacts peut être accumulé en une seule saison dans certains sports. La majorité des recherches scientifiques portant sur les impacts à la tête est faite auprès d'athlètes masculins pratiquant des sports de contact (Patton et al., 2020). À ce jour, nous avons peu ou pas de donnée sur la fréquence des impacts à la tête chez les femmes et presque aucune donnée dans le contexte de sports sans contact, comme le cheerleading.

## **3. Cheerleading**

Selon l'Union internationale des Cheerleaders, le cheerleading est pratiqué dans 119 pays, représentant 10 millions d'athlètes dans le monde, mais le bassin principal d'athlètes provient des États-Unis, où le cheerleading est largement pratiqué avec 3,82 millions d'athlètes recensés en 2017 (ICU, 2024; Madden et al., 2023). Les équipes de cheerleading participent à deux catégories principales d'événements; les compétitions de cheerleading et l'animation de foules pour les événements sportifs tels que le football.

La réglementation entourant les compétitions de cheerleading varie grandement en fonction de la catégorie à laquelle l'équipe appartient. Les équipes peuvent être unisexes ou mixtes et comportent généralement entre 5 et 30 athlètes. Les compétitions sont composées de différentes routines durant entre 1:30 minutes et 2:30 minutes qui incluent des chants, des acrobaties, de la gymnastique, des pyramides, des sauts, des portées et de la danse (Cheer Canada, 2020). Les répartitions du pointage ainsi que les règlements associés aux acrobaties autorisées sont basés sur un système de sept niveaux variant entre les catégories et les compétitions (Cheer Canada, 2020; Fédération de cheeleading du Québec, 2019). La régulation des acrobaties autorisées vise à favoriser une pratique sécuritaire du sport et à réduire le risque de blessure tout comme l'obligation d'avoir des athlètes occupant les positions de *spotteurs* en compétition, dont la fonction est d'assurer la sécurité des athlètes durant les acrobaties (Carrier & McKay, 2006; Fédération de cheeleading du Québec, 2019; Federation, 2020). Outre les *spotteurs*, les *bases* assurent l'attrapé et le support des *voltiges* qui sont les athlètes projetées ou soulevées durant la performance (Fédération de cheeleading du Québec, 2019). Les *bracers* sont des voltiges

qui assurent le contact avec une autre voltige pour des fins de stabilité (voir Figure 5) (Fédération de cheeleading du Québec, 2019).

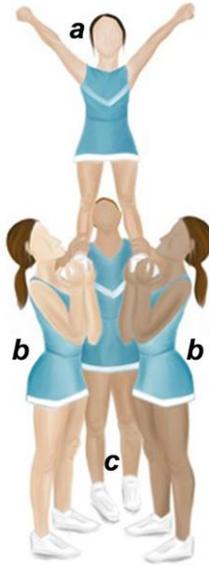


Figure 5: Position au cheerleading. (a) Voltige, (b) Base et (c) Spotteur (Xu et al., 2022).

Malgré le grand nombre d'individus pratiquant le cheerleading, ce dernier est considéré comme une activité et non un sport dans plusieurs régions du monde. Aux États-Unis, seulement les associations sportives des écoles secondaires publiques de 29 états reconnaissent le cheerleading comme un sport (LaBella & Mjaanes, 2012). De ce fait, les équipes de cheerleading n'ont pas l'obligation de maintenir un registre ou de rapporter les blessures, ce qui mène potentiellement à la sous-estimation de l'incidence des blessures. Cependant, les effets des blessures au cheerleading sont bien réels. À titre d'exemple, au début des années 2000, le cheerleading était le sport ayant la plus haute moyenne de journées manquées pour cause de blessures par des athlètes âgés en moyenne de 17 ans (étendue : 13 - 22 ans) (Boden et al., 2003).

Les blessures au cheerleading sont très communes et en augmentation, passant de 1,5 blessures catastrophiques par année entre 1982 et 1992 à 4,8 blessures catastrophiques par année entre 2003 et 2009. D'ailleurs, l'Académie américaine de pédiatrie (AAP) a émis 12 recommandations pour réduire les blessures dans la pratique du cheerleading (LaBella & Mjaanes, 2012; Mueller & Cantu, 2009). Ces recommandations par l'AAP incluent la formation des entraîneurs, parents et officiels sur les causes, la prévention, la reconnaissance et la réponse adéquate aux commotions cérébrales, ainsi que le retrait de tout athlète ayant une blessure à la tête jusqu'à une évaluation par un professionnel de la santé qualifié (LaBella & Mjaanes, 2012).

### ***3.1 Blessures au cheerleading***

Bien qu'il existe une sous-représentation potentielle des blessures au cheerleading, ces dernières sont relativement bien documentées dans la littérature. En effet, selon le *National Center for Catastrophic Sport Injury Research* (NCCSIR), le cheerleading est responsable de plus de la moitié des blessures catastrophiques chez les athlètes féminines et pour 47 % de toutes les blessures d'athlètes féminines ayant lieu à l'école secondaire aux États-Unis (Mueller, 2001). De plus, l'incidence des blessures causées par le cheerleading ayant mené à une consultation à l'urgence d'un hôpital public a plus que doublé aux États-Unis au cours de la période de 1990 à 2002, et ce malgré plusieurs modifications des règlements du sport pour tenter d'augmenter la sécurité des athlètes (Shields & Smith, 2006). Malgré la fréquence élevée de blessure au cheerleading, selon Schulz et collègues, seulement 28 % des blessures survenues au cheerleading consultent les urgences de l'hôpital, sous-estimant grandement l'occurrence réelle des blessures au

cheerleading (Schulz et al., 2004). Au cheerleading, principalement en raison des acrobaties et des chutes, les sites de blessure les plus communs sont le visage et la tête (18,8 - 43,3 %) suivis des membres inférieurs (11,7 - 30,0 %) (Currie et al., 2016; Shields & Smith, 2006, 2009b).

Les commotions cérébrales composent entre 6,3 % et 31,1 % de toutes les blessures rapportées dans la pratique du cheerleading (Currie et al., 2016; Shields & Smith, 2009b). En 2018, au Canada, les commotions cérébrales constituaient à elles seules 25,3 % de toutes les blessures liées au cheerleading rapportées chez les filles entre 15 et 19 ans, faisant du cheerleading le 5<sup>e</sup> sport avec le plus haut de taux de commotion cérébrale après la rinkette (44,3 % des cas de commotion cérébrale), le hockey sur glace, le rugby et l'équitation, et ce malgré que le cheerleading ne soit pas un sport de contact (Gouvernement du Canada, 2018). Dans le contexte des commotions cérébrales, celles causées par une chute ont été subies en moyenne d'une hauteur estimée de 2,04 mètres, suggérant que les athlètes occupant la position de voltige soient plus à risque de cette blessure (Currie et al., 2016; Shields & Smith, 2009b). Ainsi, considérant d'une part l'incidence de blessures au visage et à la tête, et d'autre part l'incidence de commotion cérébrale dans ce sport, il est possible de supposer que le cheerleading soit un sport à risque d'impacts répétés à la tête, bien qu'il ne soit pas catégorisé comme sport de contact.

### ***3.2 Études sur le cheerleading***

Au cours des dernières décennies, différentes revues systématiques et méta-analyses de la littérature se sont concentrées sur l'étude du cheerleading. La plus grande

part d'entre elles aborde principalement les blessures liées au sport (Chawla & Wiesler, 2015; Foley & Bird, 2013; Hutchinson & Ireland, 1995; Ireland & Hutchinson, 1995; Kwon et al., 2019; Luckstead et al., 2002; Xu et al., 2022), les maladies (Dillen et al., 2018; Ramos et al., 2021; Romano et al., 2012) et les enjeux liés aux carrières professionnelles (Forman, 2006; Horiuchi, 2023). Au niveau de ces revues, bien que les blessures orthopédiques et catastrophiques soient documentées (Boden, 2005; Boden & Jarvis, 2008; Boden & Prior, 2005; Chawla & Wiesler, 2015; Foley & Bird, 2013; Hutchinson & Ireland, 1995; Ireland & Hutchinson, 1995; Kwon et al., 2019; Luckstead & Patel, 2002; Luckstead et al., 2002; Wolff et al., 2018; Xu et al., 2022), une seule revue porte sur les blessures au niveau de la tête, incluant les commotions cérébrales (Pfister et al., 2016).

Plusieurs études se sont penchées sur l'incident des blessures orthopédiques dans le cheerleading (Chawla & Wiesler, 2015; Currie et al., 2016; Foley & Bird, 2013; Hutchinson & Ireland, 1995; Ireland & Hutchinson, 1995; Jacobson et al., 2005; Kwon et al., 2019; Luckstead et al., 2002; Xu et al., 2022). Jacobson et collègues rapportent que 78 % des athlètes de cheerleading ont subi minimalement une blessure liée au sport dans leur carrière avec 39,7 % ayant subi une blessure dans l'année précédente (Jacobson et al., 2005).

Les données probantes émanant de ces revues de la littérature suggèrent qu'entre 1982 et 2009, le cheerleading fut responsable de 65,0 % des blessures catastrophiques des athlètes féminines de niveau secondaire et 70,8 % des athlètes féminines de niveau

collégial aux États-Unis, correspondant au niveau universitaire canadien (Mueller & Cantu, 2009). Parmi les blessures au cheerleading déclarées au NCCSIR entre 1982 et 2002, on peut compter 17 blessures sévères à la tête, consistant en trois contusions de la moelle épinière, huit fractures cervicales ou blessures ligamentaires majeures, 13 fractures du crâne et deux décès (Boden et al., 2003).

Bien que le cheerleading ne soit pas un sport de contact, il est tout de même propice aux impacts répétés à la tête. Même s'il est estimé que de 4 % à 6 % de toutes les blessures au cheerleading soient des commotions cérébrales et blessures à la tête, peu d'études se sont penchées spécifiquement sur les impacts à la tête ainsi que sur l'incidence des commotions cérébrales au cheerleading (Schulz et al., 2004; Shields & Smith, 2006, 2009a). Au niveau des évidences connues sur le sujet, les résultats de Pfister et collègues suggèrent une incidence moyenne des impacts à la tête dans ce sport à 0,07 (étendue : 0,04 - 0,09) par 1000 expositions au sport (Lincoln et al., 2011; Pfister et al., 2016; Powell & Barber-Foss, 1999). Or, il y a une grande variabilité du nombre de commotions cérébrales par 1000 expositions au sport, possiblement dû aux différentes définitions d'une exposition au sport. Selon Marar et collègues, au football, ils enregistrent 2,29 commotions cérébrales par 1000 expositions et 0,31 en pratique pour un total de 0,64 commotions cérébrales par 1000 expositions, alors que, selon Prien et collègues, ils en enregistrent 1,07 (Marar et al., 2012; Prien et al., 2018). Marar et collègues ont enregistré 0,12 commotions cérébrales par 1000 expositions en pratique et 0,14 en compétition pour un total de 0,14 au cheerleading (Marar et al., 2012).

Une seule étude s'est attardé la cinématique des coups répétés à la tête au cheerleading. Cette étude fut menée chez des athlètes universitaires américains et a permis d'offrir quelques pistes de réflexion sur l'étendue de ces impacts dans ce sport. Des athlètes ont porté des capteurs télémétriques, des instruments permettant de mesurer diverses métriques en lien avec les coups répétés à la tête, durant une période de trois semaines, soit pendant un total de huit pratiques (Allenstein, 2017). Durant cette période, ils ont enregistré 100 vrais impacts confirmés par l'enregistrement vidéo des pratiques. De ce nombre, il a été rapporté que la majorité des impacts à la tête ont été enregistrés durant des acrobaties (76,6 %) (Allenstein, 2017).

#### **4. Cinématique des coups à la tête**

L'utilisation de technologie de pointe dans la recherche permet aux chercheurs d'obtenir des mesures objectives pour mieux comprendre et prévenir les impacts à la tête, malgré la majorité de ces outils développés pour mieux encadrer les équipes sportives sur le terrain. Il est également suggéré que certains outils ne servent pas à des fins de diagnostic ou de recherche, mais qui visent plutôt la reconnaissance d'athlètes ayant subi un impact considéré à risque de commotion cérébrale sur le terrain pour le personnel-cadre des équipes sportives. Ces athlètes sont identifiés soit en ayant subi un plus haut volume d'impacts à la tête ou des impacts de plus forte amplitude. Les capteurs télémétriques font partie de ces outils et permettent d'étudier la cinématique des coups à la tête et ainsi aider à comprendre les moments dans un sport donné où les forces transmises à la boîte crânienne sont d'importance suffisante pour causer une commotion cérébrale, ainsi que le nombre et la direction des coups pour nous donner une image du cumulatif des impacts. En bref, les capteurs télémétriques nous permettent de qualifier et quantifier les impacts à la tête. Cette prise d'information est très importante puisqu'il est suggéré que les différentes caractéristiques biomécaniques des impacts à la tête sont des prédicteurs des dommages subséquents des tissus cérébraux (Meaney & Smith, 2011).

##### ***4.1 Étude des coups à la tête***

Les recherches en lien avec la cinématique des coups répétés à la tête sont principalement basées sur des participants masculins pratiquant des sports de contacts, soit 82%, (football, lacrosse, hockey, rugby) et quelques études portent sur des

participantes féminines, soit 14% (soccer, hockey, lacrosse, rugby) (voir Figure 6) (Le Flao et al., 2022).

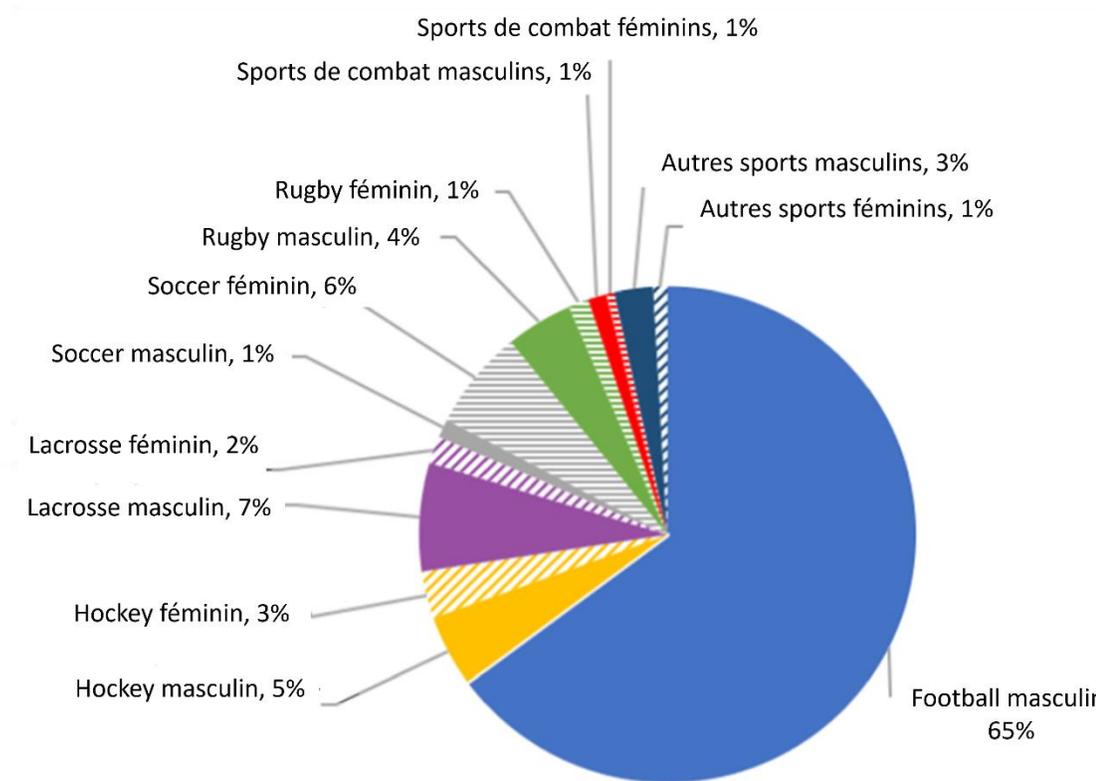


Figure 6 : Représentation des sports et du sexe dans la recherche utilisant des capteurs télémétriques (Le Flao et al., 2022).

En général, il est relativement bien établi que les femmes, pratiquant moins de sports de contact, sont largement sous-représentées dans l'étude cinématique des impacts répétés à la tête (Le Flao et al., 2022). L'accessibilité à des sports de contact, et ainsi à des événements commotionnels, jumelés au port de matériel permettant le port de capteurs télémétriques (par exemple, casque, protecteur buccal) ont tous deux un effet important

sur la facilité de la collecte de données et la vaste quantité de recherche comportant des participants masculins (Le Flao et al., 2022; O'Connor, Rowson, et al., 2017).

Une des mesures les plus souvent étudiées est l'accélération linéaire aussi communément référée comme la magnitude d'impact, dont l'unité de mesure est le g qui représente la force d'impact (voir

Tableau 1) (O'Connor, Rowson, et al., 2017). En physique, l'accélération correspondant à la pesanteur sur la surface de la planète qui est référée à la valeur 1g équivalent à  $9,806 \text{ m/s}^2$  (Nordtvedt et al., 2020). Un impact de 10g correspond donc à un impact équivalent 10 fois la force gravitationnelle de la Terre. La direction des forces sur la boîte crânienne et le cerveau est importante, considérant les dommages accentués par le cisaillement des tissus cérébraux (Bigler, 2008; Chancellor et al., 2019; Giza et al., 2018; Steenerson & Starling, 2017). C'est pour cette raison qu'une mesure commune en cinématique est l'accélération rotationnelle rapportée en radiant (rad) par secondes carrées ( $\text{s}^2$ ), où un radiant correspond à l'angle d'un arc de cercle ayant la longueur du rayon de ce dernier, un cercle complet correspond à  $2\pi \text{ rad}$  ou  $\sim 6,28 \text{ rad}$  (voir

Tableau 1) (O'Connor, Rowson, et al., 2017). Une accélération rotationnelle de  $4 \text{ 500 rad/s}^2$  est considérée, dans la littérature, comme un seuil de commotion cérébrale, alors qu'une accélération rotationnelle de  $1 \text{ 800 rad/s}^2$  représente une probabilité de 50 % de risque de subir une commotion cérébrale (Löwenhielm, 1974; Ommaya & Hirsch, 1971). Il est recommandé de rapporter minimalement la fréquence, la magnitude, ainsi que l'accélération rotationnelle maximale lors des études de la cinématique des impacts à

la tête (Rowson et al., 2022). Lorsque les études portent sur les impacts répétés à la tête, le *head impact criterion* (HIC) score est également communément rapporté (voir Tableau 1). Le HIC score évalue la tolérance de la tête aux blessures causées par une force biomécanique faisant de lui un prédicteur des risques de blessures à la tête suite à un impact donné (Hutchinson J, 1998). À titre d'exemple, un HIC score de 1000 est associé à 18 % de risque d'une blessure sévère, 55 % de risque d'une blessure sérieuse et 90 % de risque d'une blessure modérée à la tête (voir Figure 7) (Mackay, 2007; Prasad P, 1985).

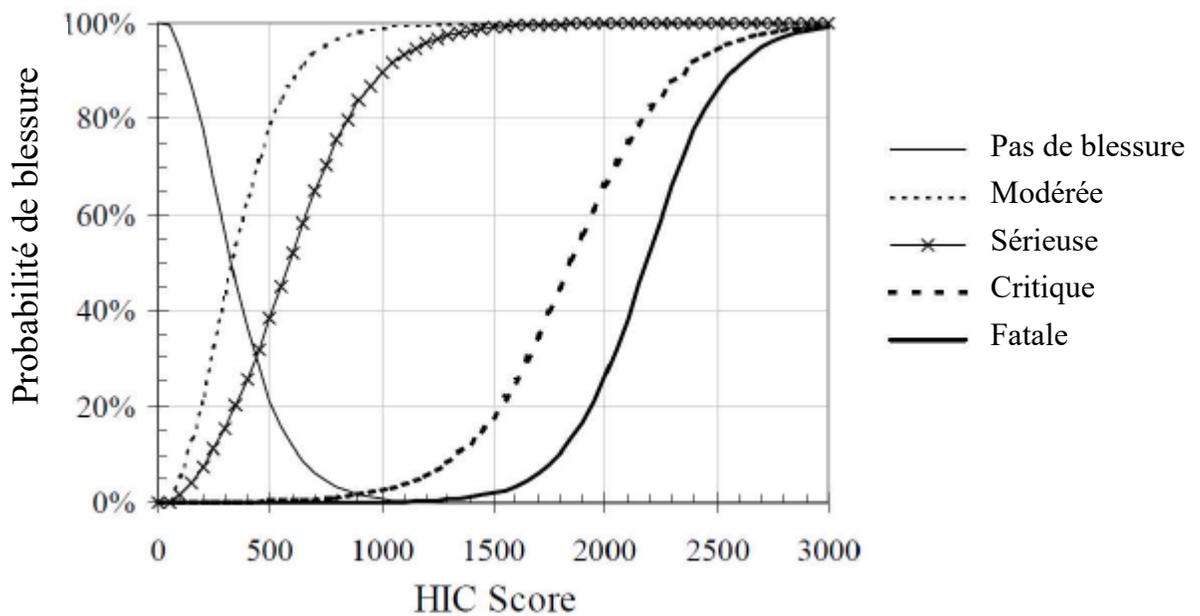


Figure 7 : Probabilité de blessures spécifiques à la tête selon le HIC score (Yang & Dai, 2010).

Afin de conceptualiser ces métriques, à titre d'exemple, lors d'impacts engendrés par les coups au ballon avec la tête au soccer, on rapporte une accélération linéaire se situant

entre 16 à 28 g mais qui peut atteindre jusqu'à 60 g. Ces seuils d'accélération sont associées à des impacts sous-commotionnels causant des anomalies cognitives et microstructurales de la matière blanche du cerveau (Koerte et al., 2015; Lipton et al., 2013). Plusieurs études, principalement au football masculin, ont répertorié les impacts à la tête et établi des seuils de prédiction de commotion cérébrale à l'aide de capteurs télémétriques (Brolinson et al., 2006; Mihalik et al., 2017; Rowson et al., 2009). Selon Mihalik et collègues, un impact de 66 g est associé à une probabilité de 25 % de subir une commotion cérébrale alors que les risques seraient de 50 % à 82 g, et de 80 % à 106 g (Mihalik et al., 2017). Les seuils commotionnels varient grandement entre les recherches, mais il est important de mentionner qu'il n'y a pas de seuil absolu, car la physiologie de l'athlète, le contexte de l'impact et les directions des forces auront un impact direct sur le risque de subir une commotion cérébrale (Brennan et al., 2017). Au niveau des athlètes de football universitaire canadien, Corbin-Berrigan et collègues ont étudié la cinématique des coups à la tête chez 23 athlètes pendant des parties de saison régulière (Corbin-Berrigan et al., 2021). La magnitude la plus importante enregistrée était de 113 g (moyenne : 61,58 ±21,25 g) (Corbin-Berrigan et al., 2021).

Plusieurs études ont instrumenté des athlètes de soccer et montré une large disparité des impacts à la tête. La moyenne des accélérations linéaires maximales variant entre 30  $m/s^2$  et 450  $m/s^2$ , ainsi que des moyennes d'accélérations rotationnelles maximales variant entre 240  $rad/s^2$  et 7000  $rad/s^2$  (Basinas et al., 2022).

Quant aux sports féminins, Langevin et collègues suivirent 23 athlètes féminines de rugby de niveau universitaire américain portant un capteur télémétrique dans un bandeau (Langevin et al., 2021). Durant la collecte totalisant 8 parties et 47 pratiques, 120 impacts à la tête ont été enregistrés, variant en magnitude entre 18,1 et 78,9 g (Langevin et al., 2021). Durant les parties, 67 impacts à la tête ont été enregistrés et durant les pratiques 53 impacts avec, respectivement, une médiane d'accélération linéaires maximales à 29,38 g (étendue : 26,21 - 34,64 g) et une médiane d'accélération rotationnelles maximales à 15,70  $rad/s^2$  (étendue : 11,50 - 22,10  $rad/s^2$ ), ainsi qu'une médiane d'accélération linéaires maximales à 32,16 g (étendue : 26,45 - 37,12 g) et une médiane d'accélération rotationnelles maximales 13,50  $rad/s^2$  (étendue : 10,60 - 20,60  $rad/s^2$ ) (Langevin et al., 2021). Allenstein et collègues ont étudié les impacts répétés dans le cheerleading, et à ce jour, il s'agit de la seule étude publiée sur la cinématique des impacts à la tête dans ce sport. À l'aide de capteurs insérés dans des bandeaux, 100 impacts avec une magnitude moyenne de 42 g (étendue : 17,7 - 99,1 g) et une accélération rotationnelle moyenne de 5,6  $krad/s^2$  (étendue : 0,9 - 13,3  $krad/s^2$ ) ont été mesurés au cours de huit pratiques (Alenstein, 2017). Lorsque les métriques provenant du cheerleading sont comparées à celles d'autres sports, il est possible de noter que les athlètes de cheerleading subissent des impacts à la tête de magnitude légèrement inférieure à ceux du football, mais avec une accélération rotationnelle au-dessus du rugby féminin (Alenstein, 2017; Corbin-Berrigan et al., 2021; Langevin et al., 2021).

Mesure	Unités	Seuils
Accélération linéaire (Magnitude)	g	Probabilité de subir une commotion cérébrale : 66 g = 25 %

		82 g = 50 % 106 g = 80 %
Accélération rotationnelle	$rad/s^2$	Probabilité de subir une commotion cérébrale : 1 800 $rad/s^2$ = 50 % 4 500 $rad/s^2$ = commotion cérébrale avec perte de conscience
HIC score		HIC score = 1000 correspond à : 18 % de risque d'une blessure sévère 55 % de risque d'une blessure sérieuse 90 % de risque d'une blessure modérée à la tête

Tableau 1: Unités et seuils des mesures.

#### 4.2 Capteurs télémétriques

Il existe plus de 25 différents capteurs télémétriques non filaires afin de mesurer les forces appliquées à la tête dans la pratique du sport (Williams et al., 2016). Ils peuvent être portés à l'intérieur d'un casque, collés à la peau, être intégrés dans un protecteur buccal ou encore être portés à la tête dans un bandeau (voir Tableau 2). Les capteurs télémétriques sont dotés d'accéléromètres et de gyroscopes permettant de mesurer l'accélération linéaire (g), l'accélération rotationnelle ( $rad/s^2$ ) et la vitesse rotationnelle ( $rad/s$ ) au moment de l'impact (Kieffer et al., 2020).

Capteur télémétrique	Fréquence de collecte	Portabilité	Mécanisme déclencheur	Duration Pre-, Post-déclenchement	Extraction de données
Cue	1,600 Hz	Casque Sans Casque	Seuil d'accélération linéaire	Inconnu	Mesures cinématiques maximales; Traces complète d'intervalle (sur demande)
GForceTracker	3,000 Hz (gyro: 760 Hz)	Casque	Seuil d'accélération linéaire	8 ms, 32 ms	Mesures cinématiques maximales
Prevent Boil-and-Bite	3,200 Hz	Casque Sans casque	Seuil d'accélération linéaire	10 ms, 40 ms	Mesures cinématiques maximales; Traces complète d'intervalle
Prevent Custom	3,200 Hz	Casque Sans casque	Seuil d'accélération linéaire	10 ms, 40 ms	Mesures cinématiques maximales; Traces complète d'intervalle
Shockbox	N/A	Casque	Différentiel de voltage	N/A	Mesures cinématiques maximales
SIM-G	1,000 Hz	Casque Sans casque	Seuil d'accélération linéaire	10 ms, 52 ms	Mesures cinématiques maximales
Vector	1,024 Hz (gyro: 758 Hz)	Casque	Seuil d'accélération linéaire	16 ms, 80 ms	Mesures cinématiques maximales; Traces complète d'intervalle (sur demande)
xPatch	1,000 Hz (gyro: 850 Hz)	Casque Sans casque	Seuil d'accélération linéaire	10 ms, 90 ms	Mesures cinématiques maximales; Traces complète d'intervalle

Tableau 2: Principaux capteurs télémétriques portables retrouvés dans la littérature et sur le terrain (Adaptation de (Kieffer et al., 2020)).

En raison de l'absence d'équipement de protection dans les sports sans contact, les capteurs pouvant être portés sans casque sont favorisés pour limiter les modifications des variantes normales du sport. Ces capteurs sont usuellement portés dans des bandeaux.

### 4.3 CUE sport sensor

Le CUE Sport Sensor (Athlete Intelligence, Washington, États-Unis) fait partie des capteurs télémétriques compacts pouvant être portés dans un casque ou sans casque, tel que dans un bandeau (voir Figure 8) et est le capteur utilisé dans le cadre du travail présenté. Le capteur a une durée de batterie de neuf heures d'enregistrement actif, mais une fois synchronisé, ils passeront en mode veille après 15 minutes d'inactivité, puis se réactiveront avec le mouvement pour prolonger la durée de la batterie. Jusqu'à 2000 impacts peuvent être enregistrés directement dans le CUE Sport Sensor (Athlete Intelligence). Les informations collectées par les capteurs sont envoyées par Bluetooth à

une plateforme en ligne permettant l'analyse à la suite de la période de collecte. La plateforme produit automatiquement des rapports ainsi que des suivis par joueur et par équipe. En plus des rapports automatisés, la plateforme permet de choisir les paramètres désirés pour l'extraction d'un rapport personnalisé.

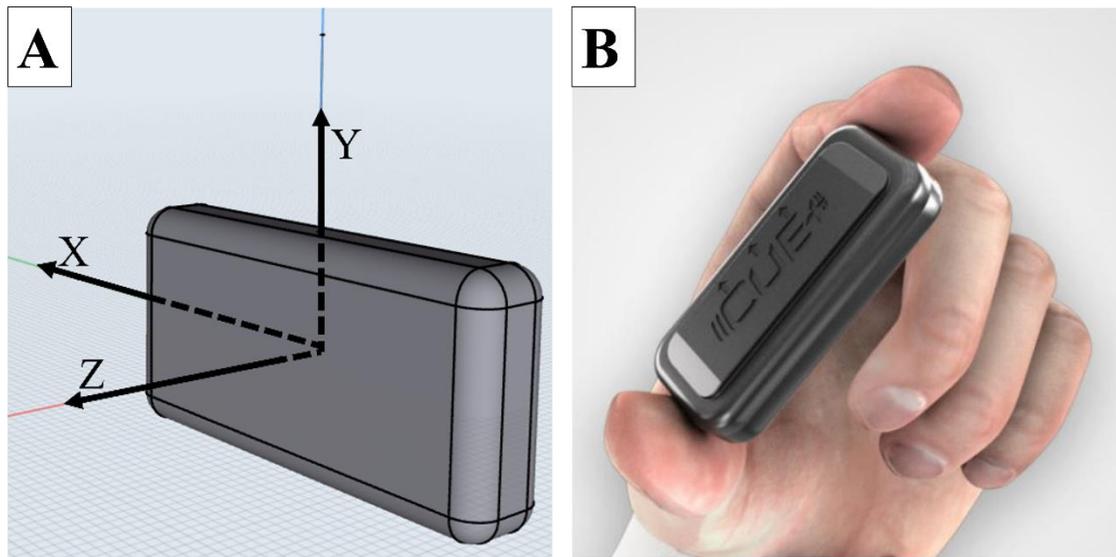


Figure 8: (A) Axes et (B) (Athlete Intelligence) dimension du CUE Sport Sensor.

Le capteur CUE Sport Sensor est utilisé par les équipes sportives pour permettre aux entraîneurs et thérapeutes de suivre les impacts subits par les athlètes. Il a également été utilisé dans un projet de recherche mené auprès de footballeurs (Corbin-Berrigan et al., 2021). L'utilisation limitée du CUE sport sensor en recherche, malgré son coût accessible pour les chercheurs ainsi que les équipes sportives de différents niveaux (~80 USD) et son format compact, limite les connaissances sur sa validité et sa fiabilité, bien que cette dernière soit contestée (Kieffer et al., 2020).

#### ***4.4 Validité et fiabilité des capteurs télémétriques***

Une étude visant à tester la justesse de capteurs télémétriques a évalué la corrélation entre les données mesurées sur une tête de modélisation moyenne standard au *National Operating Committee on Standards for Athletic Equipment* (NOCSAE) attachée à un cou d'homme Hybrid III (50e percentile) instrumentalisé de six accéléromètres au centre de masse et le capteur à l'étude installé dans un casque de football. Les auteurs ont rapporté un coefficient de corrélation de concordance (CCC) combiné de 0,13, soit un CCC d'accélération linéaire maximale de 0,43 et un CCC d'accélération rotationnelle maximale (Kieffer et al., 2020).

Certains capteurs peuvent se fixer à l'extérieur de la boîte crânienne, telle que le CUE sport sensor, ou à l'intérieur de la boîte crânienne, par le biais d'un protecteur buccal instrumenté, qui sera plus juste par son positionnement, mais est également plus dispendieux (~300 USD) (Kieffer et al., 2020; Patton et al., 2020). La majorité des études utilisent des capteurs insérés dans les casques (64 % - 75 %), mais une pertinence demeure d'avoir des capteurs fiables et valides pouvant être portés hors des casques, comme dans le contexte du cheerleading, pour faciliter la versatilité de la recherche entre les différents sports et limiter les coûts (Le Flao et al., 2022; Patton et al., 2020).

## **PROBLÉMATIQUE**

Au Canada, la commotion cérébrale est reconnue comme un enjeu de santé publique. Elle survient principalement, mais non exclusivement, dans des contextes sportifs, alors qu'une force biomécanique est transmise à la boîte crânienne (ex. chute, coup à la tête, etc.) causant instantanément des symptômes physiques et cognitifs. Si la majorité des symptômes se résorbent rapidement, il est maintenant reconnu que l'exposition multiple aux commotions cérébrales peut entraîner des séquelles cognitives à long terme (Montenigro et al., 2017; Patricios et al., 2023). Plusieurs études chez des athlètes retraités de sport de contact rapportent qu'une exposition répétée à des impacts à la tête peut causer une condition reconnue sous le nom d'ETC, une dégénérescence cérébrale précoce, étudiée post-mortem (Omalu et al., 2005). Ces études ont d'ailleurs démontré que les commotions cérébrales n'étaient pas les seules responsables de cette dégénérescence, mais que les impacts sous-commotionnels pourraient en grande partie expliquer cette problématique (Montenigro et al., 2017). Les impacts sous-commotionnels représentent des coups directs ou indirects à la tête n'entraînant pas le déclenchement de symptômes commotionnels. Ces impacts sont excessivement fréquents au cours de la pratique de sport (ex: chute), et ont été associés à l'ETC dans plusieurs études (McAllister & McCrea, 2017). Ainsi, le cumul des coups portés à la tête (commotionnels et sous-commotionnels) sera désormais identifié comme précurseur à l'ETC.

L'utilisation d'outils technologiques fiables et valides comme les capteurs télémétriques mesurant les impacts à la tête sont des atouts précieux pour qualifier et quantifier les impacts à la tête dans le sport. Ces outils peuvent servir à la recherche, à la prévention et à la sensibilisation face aux impacts à la tête dans le sport. À ce jour, la

majorité de ces capteurs sur le marché sont destinés aux sports de contacts ayant un équipement de protection, tels un casque ou un protecteur buccal, ce qui a un effet direct sur le volume de recherche ciblant les sports de contact masculins, tel que le football (Le Flao et al., 2022). Or, les impacts sous-commotionnels sont tout aussi présents dans des sports majoritairement féminins, ainsi que dans les sports sans contact, tel que le cheerleading. L'utilisation d'outils télémétriques dans ces sports sous étudiés est hautement pertinente, mais nécessite auparavant la validation des outils pouvant permettre l'étude de ceux-ci.

À l'heure actuelle, les sports féminins, comme le cheerleading, sont sous-représentés dans la littérature scientifique. De plus, de nombreuses études rapportent des différences liées au sexe biologique dans la détection et la prise en charge de la commotion cérébrale. En effet, les femmes sont, entre autres, plus sujettes à une symptomatologie élevée lors d'une commotion cérébrale et à une guérison plus lente comparativement aux hommes (Varriano et al., 2018; Willer & Leddy, 2006). Une meilleure compréhension des impacts à la tête (intensité, direction, nombre, etc.) dans les sports majoritairement féminins permettrait de mettre l'accent sur une problématique réelle et offrir des avenues futures de prévention des coups répétés à la tête et de leurs séquelles potentielles chez la femme.

## **OBJECTIFS**

Le projet de recherche présenté dans ce mémoire de maîtrise a comme objectif général d'étudier les impacts répétés à la tête chez les athlètes de cheerleading. Plus spécifiquement,

1) Quantifier et caractériser les impacts à la tête en contexte de pratique chez des athlètes universitaires (hommes et femmes) de cheerleading;

2) Valider l'utilisation d'un capteur télémétrique (CUE sport sensor, Athlete Intelligence, WA, USA) dans l'étude des impacts à la tête dans les sports sans équipement de protection, tel le cheerleading.

## **HYPOTHÈSES**

Il est attendu que cette étude démontre que les athlètes pratiquant le cheerleading au niveau universitaire subiront des impacts répétés à la tête en contexte de pratique. Le nombre et l'intensité des impacts à la tête que subissent les athlètes de cheerleading constituent des impacts sous-commotionnels et risquent de causer des commotions cérébrales. Nos hypothèses seront vérifiées en quantifiant et qualifiant (magnitude, accélération rotationnelle et score HIC) les impacts répétés à la tête lors de pratiques de cheerleading de niveau universitaire à l'aide de capteurs télémétriques et en testant la validité de l'outil CUE sport sensor en laboratoire.

Plus spécifiquement, à la suite de la réalisation du projet, les hypothèses suivantes seront vérifiées :

Hypothèse 1 :

- 1.1. Les athlètes universitaires de cheerleading subiront de nombreux impacts à la tête dans la pratique de leur sport, dont certains de haute magnitude, de haute accélération rotationnelle et ayant un score HIC élevé.
- 1.2. Les cheerleaders occupant les positions de voltige, en raison de leur rôle impliquant d'être propulsé en hauteur, et ceux occupant les positions de base, en raison des fréquents contacts lors des attrapés, auront un volume d'impacts à la tête plus important et ces derniers seront de plus haute magnitude et force en comparaison avec les athlètes occupant les autres positions.

Hypothèse 2 :

2.1. Le CUE Sport Sensor, lorsqu'utilisé sans équipement, sera fiable.

2.2. Le CUE Sport Sensor lorsqu'utilisé sans équipement, sera peu valide.

**ARTICLE SCIENTIFIQUE**

## **Head impacts in university level varsity cheerleading athletes: an exploratory and validation study**

Emilie Croteau<sup>a</sup>, Éric Wagnac<sup>b,c</sup>, Karim Kerkouche<sup>b</sup>, Juliette Gallant<sup>a</sup>, Audrey-Anne Binet<sup>a</sup>, Maée Camara<sup>a</sup> & Laurie-Ann Corbin-Berrigan<sup>a,d,e</sup>

<sup>a</sup> Department of human kinetics, University of Quebec in Trois-Rivieres, Quebec, Canada

<sup>b</sup> Ecole de technologie supérieure, Montreal, Quebec, Canada

<sup>c</sup> Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux du Nord-de-l'Île-de-Montréal (CIUSSS-NIM), Montreal, Quebec, Canada

<sup>d</sup> Research Group on Musculoskeletal Disorders (GRAN), University of Quebec in Trois-Rivieres, Quebec, Canada

<sup>e</sup> Regroupement intersectoriel de recherche en santé de l'Université du Québec, Quebec, Canada



### **Acknowledgements**

Authors wish to thank all those who contributed to the success of this research. A special thank you to the athletes and organization of the UQTR cheerleading team, Maude Vallière, Jean-Michel Acquin, Jean-François Brunelle, Julien Glaude-Roy and Jean-François Croteau.

## **Abstract**

**Context:** Non-contact female dominant sport such as cheerleading are widely understudied when it comes to head kinematics and impacts. Repeated head impact studies predominantly focused on male athletes practicing helmeted contact sport. Knowledge on the topic of repeated head impacts in female athletes, such as cheerleaders, could contribute to the male-dominant existing body of literature and increase knowledge on physiological effects of head impacts, including concussions.

**Objective:** To quantify and qualify impacts to the head in cheerleading as well as evaluate the accuracy and reliability of wearable telemetric device for non helmeted-sports such as cheerleading.

**Design:** Longitudinal cohort study (in vivo) and laboratory study (in laboratory)

**Setting:** In vivo, participants wore a head impact telemetric captor, CUE sport sensors, placed in headbands over the spend of four practices. In laboratory, we impacted a 95<sup>th</sup> percentile Hybrid III head instrumented with nine accelerators and CUE sport sensor to allow for analysis of the accuracy and reliability of the device. We produced 63 impacts with the CUE sport sensors placed on the head and at the center of mass (COM).

**Participants:** A total of 23 university-level cheerleading athletes (17 females, 6 males) with mean age of  $21.70 \pm 2.03$  and  $4.87 \pm 4.59$  years of cheerleading experience.

**Main outcome measures:** In vivo and in laboratory, we looked at the impact magnitude ( $g$ ), rotational acceleration ( $rad/s^2$ ) and the HIC score, as provided by the CUE sport sensors.

**Results:** In vivo, a total of 91 impacts over the span of four practices were compiled. One athlete recorded 35 impacts over three practices which is equivalent to 6.07 impacts to the head per hour of cheerleading. 88 impacts were below 66g, one impact was between 66g and 82g, and 2 impacts were above 82g. We recorded a mean impact magnitude of 15.14g ( $\pm 19.74$ ), with a median of 10, a minimum of 1g and maximum of 141g. All impacts were below 4500  $rad/s^2$ , with a median of 777.30  $rad/s^2$  ( $\pm 208.95$ ), a minimum of 420.50  $rad/s^2$  and maximum of 1534.59  $rad/s^2$ . We recorded one impact with a HIC score above 1000. We recorded a mean HIC score of 33.46 ( $\pm 131.75$ ), with a median of 6.96, a minimum of 1.64 and maximum of 1115.87. In laboratory, we obtained accuracy Concordance Correlation Coefficient (CCC) for impact magnitude at 0.01414 (CI: 0.00682–0.02146), for Rotational acceleration at  $-3.21861E-05$  (CI:  $-0.00026 - 0.000196$ ), and for HIC score at 0.002004 (CI: 0.001014–0.002994). The CUE sport sensor non-helmeted has a reliability of 97.7%.

**Conclusions:** Cheerleading athletes cumulate numerous impacts to the head during cheerleading practices. The CUE sport sensor is a poorly accurate, but reliable device to record impacts to the head during sports, such as cheerleading. A more accurate device would be beneficial to properly characterize impacts to the head in non-helmeted sports such as in cheerleading athletes, when it comes to head impacts metrics.

**Keywords:**

Female athlete, Cheerleading, Concussion, Head impact, telemetry, Head kinematics

**Key points:**

- Non-contact sport athletes are subject to impacts to the head that can result in concussion or subconcussive impacts.
- Numerous head impact sensors are available on the market, most of them built to be worn in protection equipment, but there is limited accuracy data regarding sensors adapted for non-contact or low protective equipment sport.

## **Introduction**

According to the 2016 Canadian census, 27% of Canadian aged 15 years or older regularly engages in sport, which represent over 7,9 million Canadians.<sup>1</sup> Regular physical activity is well known to have health benefits by reducing premature death as well as contributing to the prevention of over 25 chronic diseases.<sup>2</sup> However, practicing any sport or physical activity also comes with injury risk, such as concussion. For instance, in Canada, sport-related injuries account for 35% of all injuries reported to Statistic Canada.<sup>3</sup> The highest incidence of concussion is found to be in professional rugby and ice hockey for males, while for female the highest rate is in soccer and ice hockey.<sup>4</sup> The practice of cheerleading is wide spread in the world with 7.5 million athletes over 116 country with the main pool of athletes coming from the United States of America (USA) with 3.47 million athletes in 2021<sup>5</sup>. According to the National Center for Catastrophic Sport Injury Research (NCCSIR), cheerleading is responsible for over half of all catastrophic injuries in female athletes.<sup>6</sup> Meanwhile, only 28% of cheerleading injuries consult in the emergency room, underestimating greatly the true volume of injury occurring.<sup>7</sup> In the USA, cheerleading is categorized as an activity in several states which implies that injury reporting and standardized return to play are not mandatory, while in Canada cheerleading is recognized as a non-contact sport.<sup>8</sup> Regardless of partial injury reporting, cheerleading is the sport responsible for the most average days of school missed per injury on a sample of athletes from 13 to 22 years old.<sup>9</sup> Between 1990 and 2002, cheerleading injuries leading to a consultation at the emergency room doubled regardless multiple modifications

to the rules to improve safety.<sup>10</sup> In cheerleading, the most common causes of injury are stunts and falls, with the most common injured body parts being the head and the face (18.8%-43.3%), followed by lower extremities (11.7%-30.0%).<sup>10-12</sup> Concussions alone are responsible for 6.3% to 31.1% of all cheerleading injuries.<sup>11,12</sup>

Concussions stem from a direct or indirect force to the head causing the brain to shear or collide with the skull, resulting in physical and cognitive symptoms.<sup>13</sup> Currently, there is no objective tool to measure or diagnose concussions<sup>14</sup>. There is a diversity of clinical tools based on the clinician's critical opinion and measuring subjective effects of concussion. Concussions are difficult to assess in clinic, especially when there is a time lapse between the head impact responsible for the concussion and the assessment.<sup>15</sup> Therefore, researchers have been actively working on objective measures of concussion both in clinical and field settings. One avenue to allow for better concussion detection is to study head impact kinematics, to better understand the mechanisms linked with concussion. Indeed, it is suggested that magnitude of the impact and rotational acceleration initiated by the impact account for more than 90% of the total strain on the brain.<sup>16</sup> However, not all impacts to the head will result in a concussion, those impacts are referred to as sub-concussive. These impacts are usually of smaller intensity, but are known to cause physiological brain changes and long-term effects, similarly to concussion.<sup>17</sup> Indeed, studies have shown that repeated concussive and sub-concussive impacts to the head can cause neurodegenerative disease such as chronic traumatic encephalopathy (CTE), a condition diagnosed post-mortem, mainly found in contact sport athletes.<sup>18</sup>

Telemetric head impact sensors can help quantify the kinematics of repeated impacts to the head, including sub-concussive and concussive impacts. They are mostly used in contact and helmeted sports, where sensors are worn by athletes in protective gear, due to increased likelihood of head impacts and convenience. Telemetric studies have widely contributed to the study of head impact in sport, but not all sports have been equally studied. While a substantial amount of data were measured on American athletes, there is need for additional studies focusing on Canadian athletes.<sup>19</sup> Considering the higher volume of man engaging in contact sport and their higher presence in media, sport such as football is much more studied than female non-contact sport such as cheerleading, which have minimal scientific data, which entails to expand the literature on the subject.<sup>20</sup> There is also a discrepancy and lack of consensus on the type of telemetric devices to use. Some sensors are integrated in mouthpiece or need to be inserted in a helmet to collect data. Such devices are convenient for contact sport but is an important limiting factor when looking into non-contact sport such as soccer or cheerleading. The CUE sport sensor technology (Athlete Intelligence, Kirkland, WA, USA) is a widespread choice for the sport team, due to its price and availability. Since its release in 2017, the CUE sport sensor was used in a variety of teams to track their athlete's impact to the head and in research, such as in football.<sup>19</sup> This sensor is small, low cost and easy to implement in helmeted sports or non-helmeted sport with the use of headbands. Currently there is some literature on the reliability and accuracy of the CUE sport sensor used in helmets, but we need to further study the on-field applicability of sensors like the CUE sport sensor to better assess their potential use in headband for sports such as

cheerleading.<sup>21</sup> Hence, this exploratory study aimed to: 1) Characterize head impact (quantity and quality) in cheerleading during four regular season practices, and 2) Assess the reliability and accuracy of the CUE sport sensor inserted in a headband.

## **Experiment 1 – Impact collection during cheerleading practices**

### Methods

#### *Participants*

Participants were members of the cheerleading team of the University of Québec in Trois-Rivieres (UQTR). Inclusion criteria involved their active participation in the specified cheerleading practices during the data collection period. The study was approved by the UQTR's research ethics board (CER-21-276-07.15). Participants provided consent.

#### *Procedure*

Participants wore headbands in which a CUE sport sensor was inserted during a total of four regular season practices. Participants wore the headbands from the beginning to the end of the practice with the sensor positioned at the base of their heads, below the right ear, as suggested by the manufacturer. No minimum threshold of data collection was established as there is no current consensus in the literature.<sup>22</sup> The sensor comprises two primary components : a tri-axial accelerometer and a low power inertial measurement unit (IMU), housing an additional tri-axial accelerometer and a tri-axial gyroscope.<sup>21</sup> Recorded head impacts are sent on the Athlete intelligence's platform through a bluetooth signal to allow data tracking and data extraction for analysis.

The same research assistant was present during every data collection to ensure consistencies and to allow adjustments in case of material dysfunction. Start and end time of every practice were documented, as well as instrumentation inconsistencies (such as a headband falling, or early removal of headband during the practice) to account for aberrant impacts and potential loss of data. Therefore, all head impacts were observer validated by the research assistant, in accordance with recommended best practices<sup>20,23</sup>. For each participant, at each practice, we exported and analysed the following metrics to qualify the impacts: impact magnitude (peak magnitude of the resultant linear acceleration vector), peak rotational acceleration, and the HIC score (calculated using the linear acceleration at the COM of the head during an impact<sup>24</sup>).

Previous studies suggest the following impact threshold for magnitudes at 66 g, 82 g, and 98 g to 106 g are associated with a likelihood to sustain a concussion at 25 %, 50 %, and 80 %, respectively.<sup>25,26</sup> Literature shows a threshold for peak rotational acceleration causing a concussion caused by rotational acceleration at 4 500 rad/s.<sup>27</sup> Meanwhile, the HIC score, used to estimate the likelihood of moderate, serious and severe head injury, at a score of 1000 are respectively 90 %, 55 % and 18 %.<sup>28</sup>

### *Results*

A total of 23 participants (17 females, 6 males) with a mean age of  $21.70 \pm 2.03$  years and  $4.87 \pm 4.59$  years of cheerleading experience were recruited (Table 3). Participants occupied the following cheerleading positions: flyers (n=8), base & back spot (n=3), base (n=5), base & flyer (n=1), gymnast (n=1), and back spot (n=5) (Figure 9). Among the participants, nine reported

having sustained a minimum of one concussion in the past with four of them reporting more than one concussion. No concussion was reported during the practices in which the study took place.

*Insert Figure 9 about here*

*Insert Table 3 about here*

We collected the data over four complete practices, which represents approximately 8 hours of data collection per participant. A total of 91 head impacts were recorded and validated by the onsite observer (research assistant). The largest number of impacts sustained by one participant over the course of the study was 35 and the minimum was 0. The participant with the largest amount of impact recorded was a flyer, who cumulated 35 impacts over three practices totaling 5h46 of data collection, which is equivalent to 6.1 impacts to the head per hour of cheerleading.

The impact of highest magnitude was recorded by a base & back spot (141g) (

Figure 10), the highest rotational acceleration was recorded by a flyer (1534.6 rad/s<sup>2</sup>) (

Figure 11) and the highest HIC score was recorded by a base & back spot (1 115.9) (

Figure 12).

With regards to concussion risk thresholds, 88 impacts were below 66g, one impact was between 66g and 82g, and two impacts were above 82g. We recorded a mean impact magnitude of 15.1g ( $\pm 19.7$ ), with a median of 10.0, a minimum of 1.0g and maximum of 141.0g. All impacts were below 4 500 rad/s<sup>2</sup>, with a median of 777.3 rad/s<sup>2</sup> ( $\pm 209.0$ ), a minimum of 420.5 rad/s<sup>2</sup> and maximum of 1534.6 rad/s<sup>2</sup>. Solely 1 impact with a HIC score above 1000 was recorded. Finally, we recorded a mean HIC score of 33.5 ( $\pm 131.8$ ), with a median of 7.0, a minimum of 1.6 and a maximum of 1115.9 (Table 4).

*Insert Figure 10 about here*

*Insert Figure 11 about here*

*Insert Figure 12 about here*

*Insert Table 4 about here*

## **Experiment 2 – Impact reproduction in laboratory**

### Methods

#### *Procedure*

In-laboratory testing of the CUE sport sensors was performed in a highly-controlled environment to evaluate their accuracy and reliability when inserted in a headband. A linear ram having a total mass of 15.6 kg was used to impact a 50<sup>th</sup> percentile Hybrid III male headform fixed on the Hybrid III neck counterpart. The anthropometric device was mounted on a sliding carriage having a mass of 15.4 kg and five degrees of freedom. The linear ram was propelled using a custom pendulum comprising a 14.4 kg arm of 100 cm long and a 20.0 kg cylindrical mass at its end. Reference kinematics were measured at the center of gravity of the headform with a 3-2-2-2 nine accelerometer array<sup>29</sup>. A spherical nylon cap (extruded nylon 6/6, 140 mm spherical radius diameter, 203 mm diameter cap) attached with Velcro to a cylindrical piece of vinyl nitril foam (VN 600 – DerTex inc., 41.3 mm thick, 127 mm diameter) was placed at the extremity of the linear ram to reproduce impact of similar magnitude as those observed in cheerleading, ranging from 15 to 140g and 420 to 1535 rad/s<sup>2</sup>). Accordingly, the impact speed of the ram was adjusted to 5.1 m/s  $\pm$  0.1 m/s, thus producing impacts of 50.3g  $\pm$  2.5g and 2617.8  $\pm$  82.2 rad/s<sup>2</sup>.

### Accuracy

The headform was also instrumented with two CUE sport sensors positioned at the COM (n=1) and on the left side of the head, over the left ear (head placement configuration) (n=1) (Figure 13).

*Insert Figure 13 about here*

Headform kinematic data from the nine accelerometers were collected using a data acquisition system (DTS) (Slice Micro, Diversified Technology Systems, USA) and analysed using MatLab version R2023a (Mathwork, USA) to establish the impact magnitude, peak rotational acceleration and HIC score. Lin's concordance correlation coefficient (CCC) was calculated using excel to assess sensor accuracy by comparing the reference and the CUE values (Equation 1). Where  $r$  is the Pearson correlation coefficient,  $s_x$  and  $s_y$  the variance, and  $\bar{x}$  and  $\bar{y}$  the mean.

$$r_c = \frac{2rs_x s_y}{(\bar{x} - \bar{y})^2 + s_x^2 + s_y^2} \quad (1)$$

### Reliability

Three additional CUE sport sensors were placed on the base of the sliding carriage (

Figure 13). The carriage was restricted to a single translational movement, allowing for a comparison of the reliability of linear acceleration magnitude measured along each axis (X, Y, Z) by the CUE sensors. Each CUE sensor was aligned so that its X, Y or Z axis (

Figure 14) pointed in the direction of sliding. Consequently, either the X, Y or Z axis of three CUE sensors was tested per impact. Three impact per axis were produced for twenty CUE sensors, for a total of 180 impacts. Again, a 95<sup>th</sup> percentile Hybrid III men's head was impacted by a pendulum at a mean initial speed of 5.1m/s  $\pm$ 0.06 (range: 4.9-5.2). We looked through the collected data to ensure proper recording of every variable of individual sensor in all three axes. We assessed reliability through a data collection percentage.

*Insert Figure 14 about here*

## Results

### *Accuracy*

We initially performed 63 impacts instrumentalized with DTS, CUE at COM and CUE at head placement. Of those impacts, we removed those that were not properly recorded by our apparatus (reasons for removal included CUE misplacement, timestamp difference, and unrecorded data) leaving us with a total of 63 impacts recorded with DTS, 49 impacts at the COM and 61 impact at the head placement (

Table 5).

*Insert Table 5 about here*

For the DTS compared to the head placement, we compared 61 impacts. CCC values were as follow: magnitude at 0.01414 (Confidence interval (CI): 0.00682–0.02146), rotational acceleration at -3.21861E-05 (CI: -0.00026 – 0.000196), and HIC score at 0.002004 (CI: 0.001014–0.002994) (

Table 6).

For the DTS compared to the COM, we compared 49 impacts. CCC values were as follow: magnitude at 0.006778 (CI: 0.003869–0.009687), rotational acceleration at 1.90147E-05 (CI: -0.00027 – 0.000312), and HIC score at 0.000988 (CI: 0.000527–0.00145) (

Table 6).

For the Head placement compared to the COM, we compared 48 impacts. CCC values were as follow: magnitude at 0.3608 (CI: 0.2386–0.4718), rotational acceleration at 0.02308 (CI: -0.00281 – 0.04893), and HIC score at 0.2561 (CI:0.1562–0.3507) (

Table 6).

*Insert Table 6 about here*

### *Reliability*

We recorded 60 impacts per isolated axis (X, Y, Z) for a total of 180 isolated impacts overall. Of those impacts, we removed three rotational acceleration values per axis as one specific device seemed defective and did not record any rotational value, leaving us with 60 values for magnitude per axis, 57 values for rotational acceleration per axis and 60 HIC score values per axis.

We recorded a mean impact magnitude of  $10.53\text{g} \pm 0.60$  (range: 10-12) on the X-axis,  $10.27\text{g} \pm 0.55$  (range: 9-11) on the Y-axis,  $9.58\text{g} \pm 0.65$  (range: 9-11) on the Z-axis, and  $10.13\text{g} \pm 0.72$  (range: 9-12) overall (Table 7, Figure 15).

We recorded a mean impact rotational acceleration of  $103.96 \text{ rad/s}^2 \pm 37.76$  (range: 62.61-274.62) on the X-axis,  $85.50 \text{ rad/s}^2 \pm 30.40$  (range: 53.24-273.93) on the Y-axis,  $80.58 \text{ rad/s}^2 \pm 23.47$  (range: 48.13-168.83) on the Z-axis, and  $90.013 \text{ rad/s}^2 \pm 32.52$  (range: 48.13-274.62) overall (Table 7, Figure 15).

We recorded a mean HIC score of  $1.01 \pm 0.11$  (range: 0.81-1.33) on the X-axis,  $1.12 \pm 0.13$  (range: 0.80-1.38) on the Y-axis,  $0.78 \pm 0.12$  (range: 0.54-1.07) on the Z-axis, and  $0.97 \pm 0.19$  (range: 0.54-1.38) overall (Table 7, Figure 15).

*Insert Table 7 about here*

*Insert Figure 15 about here*

We recorded 170 impacts on the CUE sport sensor out of the 174 impacts produced impacts on the sensors. We had four impacts not recorded by the device, two at the Head placement and two at the COM placement, all the 60 impacts on isolated axis were recorded. The reliability of the CUE to record produced impacts was of 97,70% during Experiment 2.

### **Discussion**

In this study, we aimed to characterize head impact (quantity and quality) in cheerleading during regular season cheerleading practices (experiment 1) and assess the accuracy and reliability of the CUE sport sensor in the context of cheerleading (experiment 2). Experiment 1 showed a vast range of head impact magnitudes (1g-141g), rotational accelerations (420.5 rad/s<sup>2</sup>-1534.6 rad/s<sup>2</sup>) and HIC scores (1.64-1115.87) within the 91 head impacts validated by the observer. The flyers recorded the highest number of head impacts (n=50 over four practices), followed by the base, which recorded the second-highest count (n=25 over four practices). In Canadian varsity football, Corbin-Berrigan & al. recorded impacts to the head over multiple regular season games in a selected group of players using the CUE sport sensor, with the highest recorded head impact magnitude at 113 g (average:  $61.6 \pm 21.3$  g)<sup>19</sup>, which is 28 g below the highest recorded impact during the four cheerleading practices. In the same study by Corbin-Berrigan & al., the highest recorded HIC score was 486.8 (average:  $139.8 \pm 111.7$ ) while the highest HIC score in our study was 1115.9.

To the best of our knowledge, only one published research study has characterized head impacts in cheerleading, although the sport is highly practiced in the world and is known to produce a high volume of concussion. Allenstein et al, recorded 100 impacts to the head over 8 practices using a SIM-G sensor. The recorded impacts had a mean linear acceleration of  $42.4 \pm 15.9\text{g}$  (Range: 17.7-99.4) and a mean rotational acceleration of  $5600 \text{ rad/s}^2 \pm 2600$  (Range: 900-13300  $\text{rad/s}^2$ ).<sup>30</sup> We can draw similarities with impacts recorded in other sports where other research looked at head impact with headband devices in women's rugby (SIM) (n=120) and soccer (SIM-G) (n=1316), as well as in helmets in football (CUE sport sensor) (n=56).<sup>19,31,32</sup> They recorded impacts of mean linear acceleration in soccer at  $43.2 \pm 1.0\text{g}$ , and in football at  $20.08 \pm 3.05\text{g}$  (Max: 113).<sup>19,31,32</sup> These findings suggest that although cheerleading is considered a non-contact sport, participants experience impacts to the head of similar or higher magnitude than football athletes. Experiment 2 showed poor accuracy between the gold standard and the CUE sport sensor. The CCC was very low when comparing the gold standard to the CUE sensor at the head placement, where athletes would normally wear the sensor, with a magnitude CCC at 0.01414 (Confidence interval (CI): 0.00682–0.02146), rotational acceleration CCC at  $-3.21861\text{E}-05$  (CI: -0.00026 – 0.000196), and HIC score CCC at 0.002004 (CI: 0.001014–0.002994). It was even lower when comparing the gold standard to the CUE sport sensor at COM. Nevertheless, it showed an overall high reliability with regard to impact magnitude, rotational acceleration, and HIC score with means of  $10.13 \pm 0.72$  (Range: 9-12),  $90.013 \pm 32.52$  (Range: 48.13-274.62), and  $0.97 \pm 0.19$  (Range: 0.54-1.38) respectively. The obtained values were comparable between the isolated axes. Of all the

produced impacts, 97.70% of them were properly recorded, showing that if an impact occurs, it will be recorded with CUE sport sensor worn in a headband. However, the impacts will be poorly characterized. Kieffer & al. looked at the CUE sport sensor's accuracy, along other telemetric devices, where they also deemed the sensor as a poorly accurate device while helmeted, during in-laboratory impacts. Due to the low CCC found in their research (0.13), it didn't move to the on-field assessment phase.<sup>21</sup> In Kieffer & al, only 2 non-helmeted devices moved to the on-field testing phase, the Prevent Custom Mouthguard and the X-Patch.<sup>21</sup>

Head sensor is a fairly recent technology used to assess impacts to the head in a sport context for team staff and athletic trainers, rather than being solely developed for a research standpoint. The Consensus Head Acceleration Measurement Practices (CHAMP) project aims at developing a "consensus best practices for the gathering, reporting, and analysis of head acceleration measurement data in sport".<sup>33</sup> Gabler & al are working to establish a best practice guideline to standardize in-laboratory wearable device validation to allow a dependable head impact data collection on-field.<sup>33</sup> The scientific community is working together to build the body of literature on the topic showing the importance to find valid measuring devices to allow head impacts to become truly comparable between sports and allow for valid and reliable data to be accessible to the athletic trainers on the field.

Currently, impacts to the head are understudied in women as well as in predominantly feminine sports such as cheerleading. Proper data collection and studies of sub-concussive

and concussive impacts in female athletes would be highly beneficial to allow proper medical care and adequate safety measure regarding return to play in sports such as cheerleading.

### **Limitations**

The biggest limitation of our study was the use of a telemetric device worn inside a headband to measure head impacts in a non-helmeted sport. Meaning that due to the nature of cheerleading, the headbands would sometime fall or get displaced, thus removing potential data collection moments during the course of the practices included in the study. Since cheerleading athletes are not used to wearing equipment, recruitment rate was not optimal, since some participants preferred not to wear headband, reducing the potential pool of data. Finally, our study was limited by the sensors' accuracy. Despite these limitations, the quantity of impacts recorded through the course of this study, in cheerleading athletes, is deemed reliable and observer confirmation is definitely a strength of the proposed study<sup>32</sup>.

### **Conclusions**

Our study shows that cheerleading athletes are at risk of repeated head impacts, as validated by recorded impacts. Despite the exploratory nature of this study, we demonstrated that amongst cheerleaders, flyers might be at greater risk of repeated head impacts. The intensity of head impacts in cheerleading, remains to be studied with more valid telemetric measures. As the CUE sport sensor as shown to be reliable, but poorly accurate. Its utilisation remains pertinent quantify the incidence of head impacts in sports,

helmeted or non-helmeted, but doesn't allow for proper characterization of the recorded impacts.

The low accuracy of the CUE sport sensor renders the device suboptimal for research purpose as well as in prediction of concussion through previously established injury thresholds, but its high reliability ensures the consistency of impact recording. In a context of research or a team sport wishing to record the volume of impacts, the device is reliable, but relying on the accuracy of the impact's magnitude, rotational acceleration or HIC score should be done with caution.

## References

1. Statistiques Canada. Sports for fun and fitness.  
<https://www150.statcan.gc.ca/n1/daily-quotidien/190521/dq190521c-eng.htm>
2. Warburton DER, Bredin SSD. Health benefits of physical activity: a systematic review of current systematic reviews. *Curr Opin Cardiol*. Sep 2017;32(5):541-556. doi:10.1097/hco.0000000000000437
3. Canada S. Injuries in Canada: Insights from Canadian Community Health Survey. Statistiques Canada. <https://www150.statcan.gc.ca/n1/pub/82-624-x/2011001/article/11506-eng.htm>
4. Prien A, Grafe A, Rössler R, Junge A, Verhagen E. Epidemiology of Head Injuries Focusing on Concussions in Team Contact Sports: A Systematic Review. *Sports Med*. Apr 2018;48(4):953-969. doi:10.1007/s40279-017-0854-4
5. Cheerleading participation in the U.S. 2010-2021. 2023-06-09. Statista Research Department
6. Mueller FO. Catastrophic head injuries in high school and collegiate sports. *Journal of Athletic Training*. Sep 2001;36(3):312-315.
7. Schulz MR, Marshall SW, Mueller FO, et al. Incidence and risk factors for concussion in high school athletes, North Carolina, 1996-1999. *American Journal of Epidemiology*. Nov 15 2004;160(10):937-44. doi:10.1093/aje/kwh304

8. Luckstead EF, Sr., Satran AL, Patel DR. Sport injury profiles, training and rehabilitation issues in American sports. *Pediatr Clin North Am.* Aug 2002;49(4):753-67. doi:10.1016/s0031-3955(02)00017-2
9. Boden BP, Tacchetti R, Mueller FO. Catastrophic cheerleading injuries. *The American Journal of Sports Medicine.* 2003;31(6):881-888. doi:10.1177/03635465030310062501
10. Shields BJ, Smith GA. Cheerleading-related injuries to children 5 to 18 years of age: United States, 1990-2002. *Pediatrics.* Jan 2006;117(1):122-9. doi:10.1542/peds.2005-1139
11. Currie DW, Fields SK, Patterson MJ, Comstock RD. Cheerleading Injuries in United States High Schools. *Pediatrics.* Jan 2016;137(1)doi:10.1542/peds.2015-2447
12. Shields BJ, Smith GA. Epidemiology of cheerleading fall-related injuries in the United States. *Journal of Athletic Training.* Nov-Dec 2009;44(6):578-85. doi:10.4085/1062-6050-44.6.578
13. McCrory P, Meeuwisse W, Dvořák J, et al. Consensus statement on concussion in sport-the 5(th) international conference on concussion in sport held in Berlin, October 2016. *Br J Sports Med.* Jun 2017;51(11):838-847. doi:10.1136/bjsports-2017-097699
14. Patricios JS, Schneider KJ, Dvorak J, et al. Consensus statement on concussion in sport: the 6th International Conference on Concussion in Sport-Amsterdam, October 2022. *Br J Sports Med.* Jun 2023;57(11):695-711. doi:10.1136/bjsports-2023-106898

15. Bunt SC, LoBue C, Hynan LS, et al. Early vs. delayed evaluation and persisting concussion symptoms during recovery in adults. *Clin Neuropsychol*. Oct 2023;37(7):1410-1427. doi:10.1080/13854046.2022.2119165
16. Zhang J, Yoganandan N, Pintar FA, Gennarelli TA. Role of translational and rotational accelerations on brain strain in lateral head impact. *Biomed Sci Instrum*. 2006;42:501-6.
17. Shuttleworth-Edwards AB, Smith I, Radloff SE. Neurocognitive vulnerability amongst university rugby players versus noncontact sport controls. *J Clin Exp Neuropsychol*. Nov 2008;30(8):870-84. doi:10.1080/13803390701846914
18. Omalu BI, DeKosky ST, Minster RL, Kamboh MI, Hamilton RL, Wecht CH. Chronic traumatic encephalopathy in a National Football League player. *Neurosurgery*. Jul 2005;57(1):128-34; discussion 128-34. doi:10.1227/01.neu.0000163407.92769.ed
19. Corbin-Berrigan L-A, Wagnac E, Vinet S-A, Charlebois-Plante C, Guay S, Beaumont LD. Head impacts in Canadian varsity football: an exploratory study. *Concussion*. 2021;
20. Patton DA, Huber CM, Jain D, et al. Head Impact Sensor Studies In Sports: A Systematic Review Of Exposure Confirmation Methods. *Ann Biomed Eng*. Nov 2020;48(11):2497-2507. doi:10.1007/s10439-020-02642-6
21. Kieffer EE, Begonia MT, Tyson AM, Rowson S. A Two-Phased Approach to Quantifying Head Impact Sensor Accuracy: In-Laboratory and On-Field Assessments. *Ann Biomed Eng*. Nov 2020;48(11):2613-2625. doi:10.1007/s10439-020-02647-1

22. Wang T, Kenny R, Wu LC. Head Impact Sensor Triggering Bias Introduced by Linear Acceleration Thresholding. *Annals of Biomedical Engineering*. 2021/12/01 2021;49(12):3189-3199. doi:10.1007/s10439-021-02868-y
23. Kuo C, Patton D, Rooks T, et al. On-Field Deployment and Validation for Wearable Devices. *Annals of Biomedical Engineering*. 2022/11/01 2022;50(11):1372-1388. doi:10.1007/s10439-022-03001-3
24. Hutchinson J KM, Lankarani HM. The Head Injury Criterion (HIC) functional. *Applied Mathematics and Computation*. 1998;1(16)
25. Zhang L, Yang KH, King AI. A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury. *J Biomech Eng*. Apr 2004;126(2):226-36. doi:10.1115/1.1691446
26. Pellman EJ, Viano DC, Tucker AM, Casson IR, Waeckerle JF. Concussion in professional football: reconstruction of game impacts and injuries. *Neurosurgery*. Oct 2003;53(4):799-812; discussion 812-4. doi:10.1093/neurosurgery/53.3.799
27. Löwenhielm P. Strain tolerance of the vv. cerebri sup. (bridging veins) calculated from head-on collision tests with cadavers. *Z Rechtsmed*. 1974;75(2):131-44. doi:10.1007/bf02114709
28. *The position of the United States delegation to the ISO working group 6 on the Use of HIC in the automotive environment*, (1985) (SAE Government Industry Meeting).
29. Padgaonkar A. J. KKW, King A. I. . Measurement of Angular Acceleration of a Rigid Body Using Linear Accelerometers. *J Appl Mech*. sept 1975 1975;42(3):552-556.

30. Allenstein AL. Reliability of the Triax Smart Impact Monitor-G System on Head Impacts in Collegiate Cheerleaders. 2017;
31. Langevin TL, Antonoff D, Renodin C, et al. Head impact exposures in women's collegiate rugby. *Phys Sportsmed*. Feb 2021;49(1):68-73.  
doi:10.1080/00913847.2020.1770568
32. Patton DA, Huber CM, Margulies SS, Master CL, Arbogast KB. Comparison of Video-Identified Head Contacts and Sensor-Recorded Events in High School Soccer. *J Appl Biomech*. Dec 1 2021;37(6):573-577. doi:10.1123/jab.2021-0191
33. Gabler L, Patton D, Begonia M, et al. Consensus Head Acceleration Measurement Practices (CHAMP): Laboratory Validation of Wearable Head Kinematic Devices. *Ann Biomed Eng*. Nov 2022;50(11):1356-1371. doi:10.1007/s10439-022-03066-0

## Tables

Table 3: Participants' demographic information

	Female n=17	Male n=6	Overall n=23
Age (yrs)			
Mean $\pm$ SD	21.35 $\pm$ 1.66 (Range:19-25)	22.67 $\pm$ 2.80 (Range: 18-26)	21.70 $\pm$ 2.03 (Range: 18-26)
Height (cm)			
Mean $\pm$ SD	159.76 $\pm$ 10.63 (Range: 125-173)	183.50 $\pm$ 7.97 (Range: 172-194)	165.96 $\pm$ 14.50 (Range: 125-194)
Weight (Kg)			
Mean $\pm$ SD	58.98 $\pm$ 9.05 (Range: 45-79)	89.39 $\pm$ 8.94 (Range: 75-100)	66.92 $\pm$ 16.25 (Range: 45-100)
Years of cheerleading experience (yrs)			
Mean $\pm$ SD	6.35 $\pm$ 4.42 (Range: 0-15)	0.67 $\pm$ 1.21 (Range: 0-3)	4.87 $\pm$ 4.59 (Range: 0-15)
RTP <sup>†</sup> after last mTBI (days)			
Mean $\pm$ SD	42.57 $\pm$ 40.33 (Range: 3-100)	97.00 $\pm$ 117.38 (Range: 14-180)	54.67 $\pm$ 59.31 (Range: 3-180)
Median	21	97	21
Historic of mTBI (n)			
Mean $\pm$ SD	0.94 $\pm$ 1.43 (Range: 0-5)	0.50 $\pm$ 0.84 (Range: 0-2)	0.83 $\pm$ 1.30 (Range: 0-5)

<sup>†</sup>RTP : Return to play (days between injury and full participation)

Table 4: Impact per Position

	Base	Flyer	Back Spot	Base & Back Spot	Overall
Impact (n)	14	26	46	5	91
Impact magnitude (g)					
Mean $\pm$ SD	8.14 $\pm$ 4.07 (Range: 1-14)	17.35 $\pm$ 21.02 (Range: 1-100)	11.98 $\pm$ 6.97 (Range: 1-37)	52.40 $\pm$ 57.93 (Range: 8-141)	15.14 $\pm$ 19.74 (Range: 1-141)
Median	9	10	11.00	17	10
Impact rotational acceleration (rad/s <sup>2</sup> )					
Mean $\pm$ SD	788.96 $\pm$ 243.56 (Range: 495.02-1237.96)	762.85 $\pm$ 225.58 (Range: 423.05-1534.59)	813.41 $\pm$ 194.49 (Range: 420.50-1278.47)	916.63 $\pm$ 132.49 (Range: 780.80-1059.55)	800.87 $\pm$ 208.95 (Range: 420.50-1534.59)
Median	767.31	744.95	194.49	917.55	777.30
HIC score					
Mean $\pm$ SD	7.07 $\pm$ 3.86 (Range: 1.69-14.94)	38.90 $\pm$ 106.34 (Range: 2.50-533.80)	10.98 $\pm$ 10.31 (Range: 1.64-45.43)	285.83 $\pm$ 480.18 (Range: 5.16-1115.87)	33.46 $\pm$ 131.75 (Range: 1.64-1115.87)
Median	6.27	6.80	7.25	9.95	6.96

Table 5: Successful impact DTS vs Head vs COM

Impact	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25
DTS	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	□	■	■	□	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Head	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
COM	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	■	■	■	□	■	■	□	■	■	■	■	■	■

Impact	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50
DTS	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Head	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
COM	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■

Impact	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63
DTS	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Head	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
COM	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■

Successful impact  
 Non-successful impact

Table 6: CUE Sport sensor accuracy

	DTS vs Head	DTS vs COM	Head vs COM
Impact (n)	61	49	48
Impact magnitude (g)			
$r_c$	0.01414 (CI: 0.00682–0.02146)	0.006778 (CI: 0.003869–0.009687)	0.3608 (CI: 0.2386–0.4718)
Impact rotational acceleration (rad/s <sup>2</sup> )			
$r_c$	-3.21861E-05 (CI: -0.00026 – 0.000196)	1.90147E-05 (CI: -0.00027 – 0.000312)	0.02308 (CI: -0.00281 – 0.04893)
HIC score			
$r_c$	0.002004 (CI: 0.001014–0.002994)	0.000988 (CI: 0.000527–0.00145)	0.2561 (CI:0.1562–0.3507)

Table 7: Variability of the CUE Sport sensor per axis

	X-Axis	Y-Axis	Z-Axis	Overall
Impact (n)	60	60	60	180
Impact magnitude (g)				
Mean ±SD	10.53 ±0.60 (Range: 10-12)	10.27 ±0.55 (Range: 9-11)	9.58 ±0.65 (Range: 9-11)	10.13 ±0.72 (Range: 9-12)
Impact rotational acceleration (rad/s <sup>2</sup> )				
Mean ±SD	103.96 ±37.76 <sup>†</sup> (Range: 62.61-274.62)	85.50 ±30.40 <sup>†</sup> (Range: 53.24-273.93)	80.58 ±23.47 <sup>†</sup> (Range: 48.13-168.83)	90.013 ±32.52 <sup>††</sup> (Range: 48.13-274.62)
HIC score				
Mean ±SD	1.01 ±0.11 (Range: 0.81-1.33)	1.12 ±0.13 (Range: 0.80-1.38)	0.78 ±0.12 (Range:0.54-1.07)	0.97 ±0.19 (Range: 0.54-1.38)

<sup>†</sup> n=57; <sup>††</sup> n= 171

## Figures

Figure 9: Cheerleading position according to participant' sex

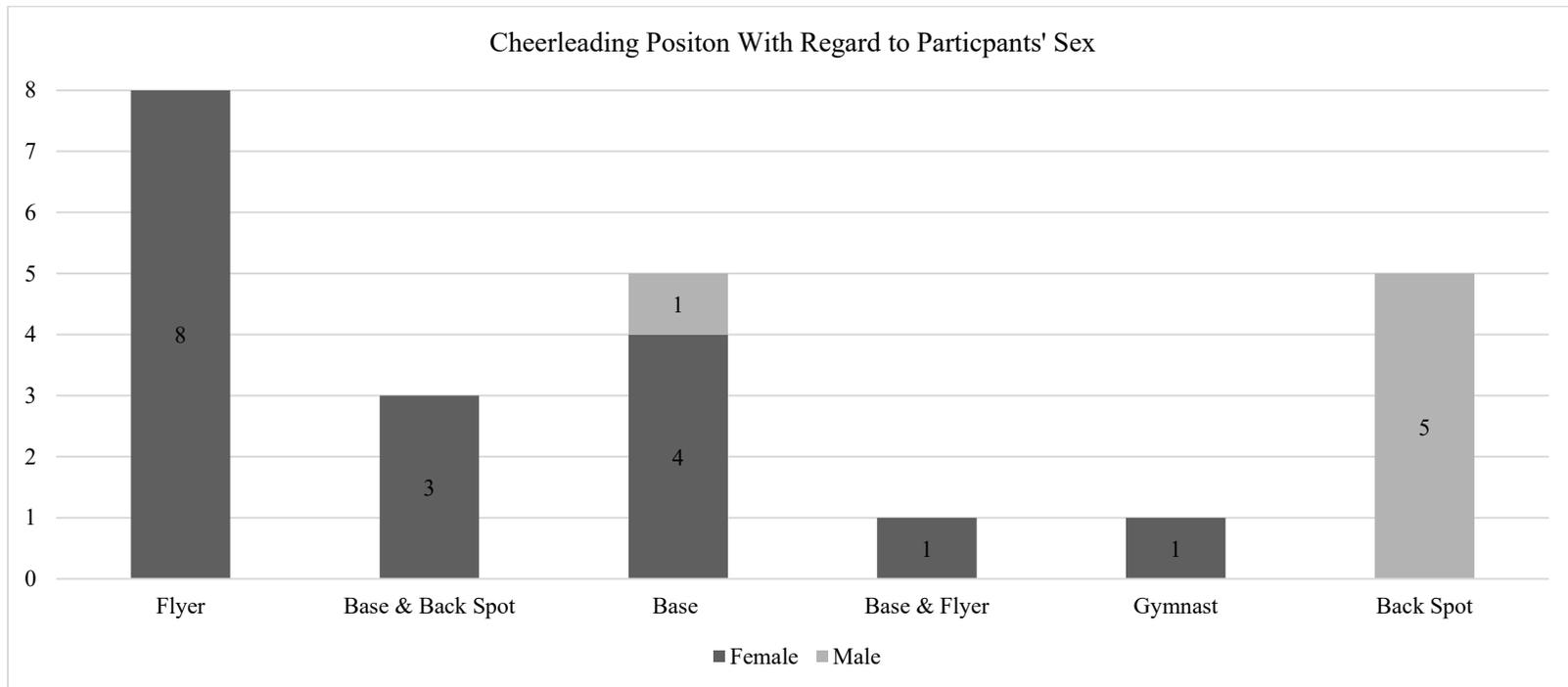


Figure 10: Impact magnitude per position

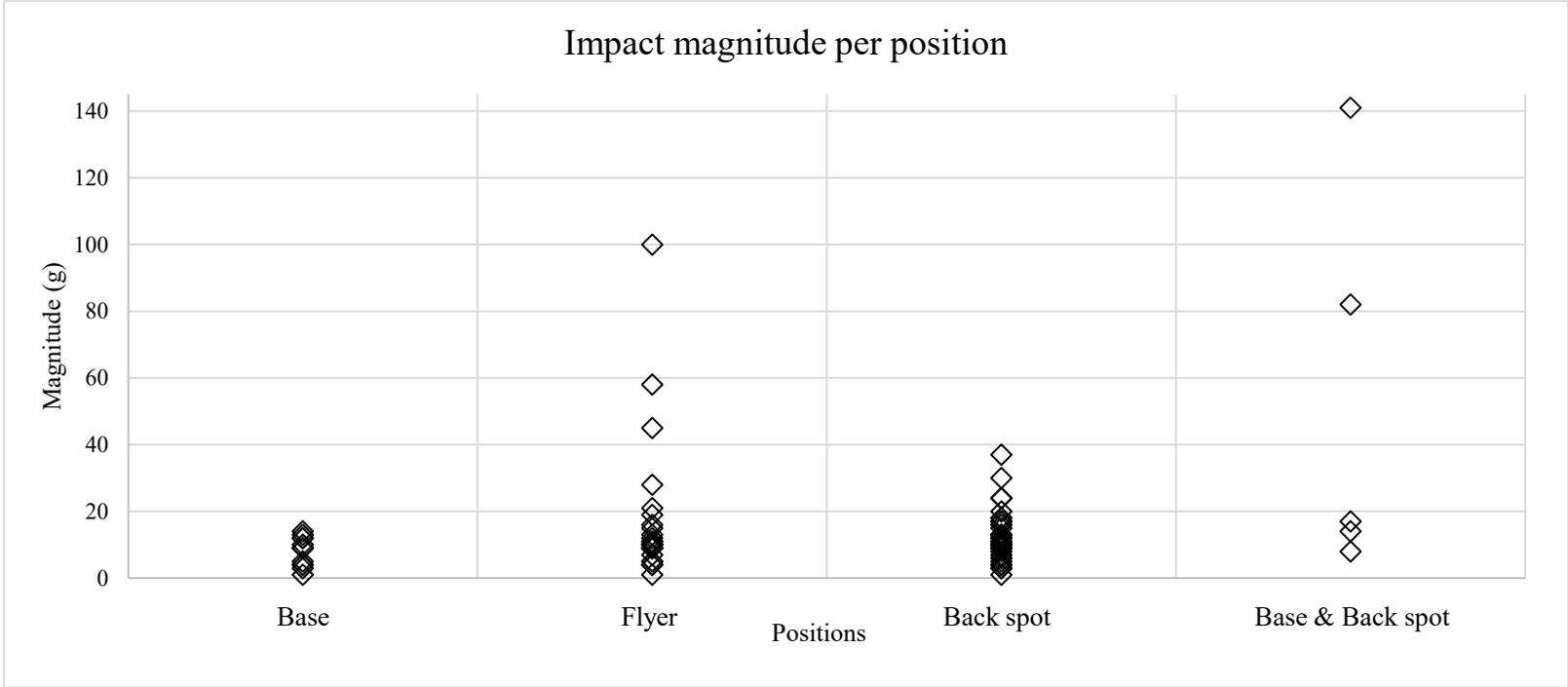


Figure 11: Rotational acceleration per position

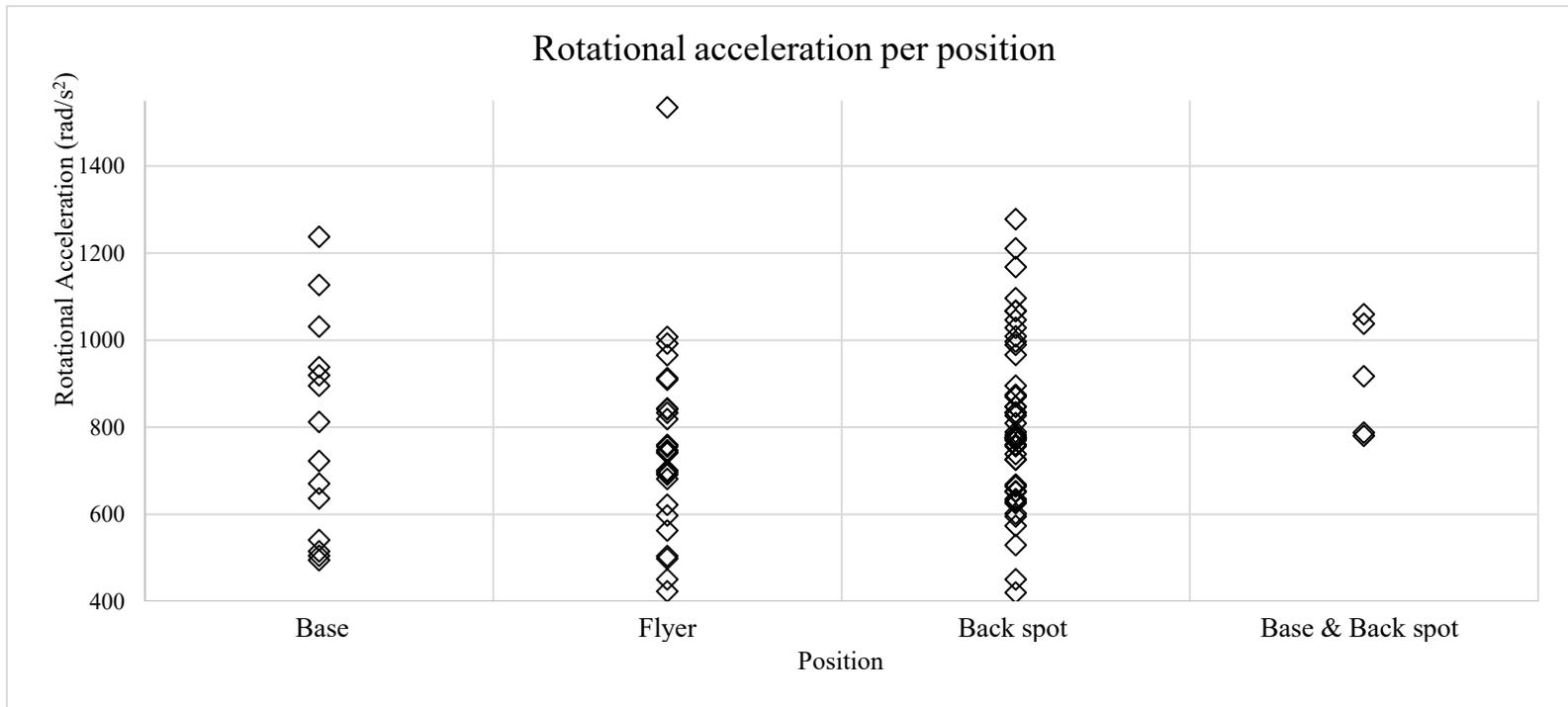


Figure 12: HIC score per position

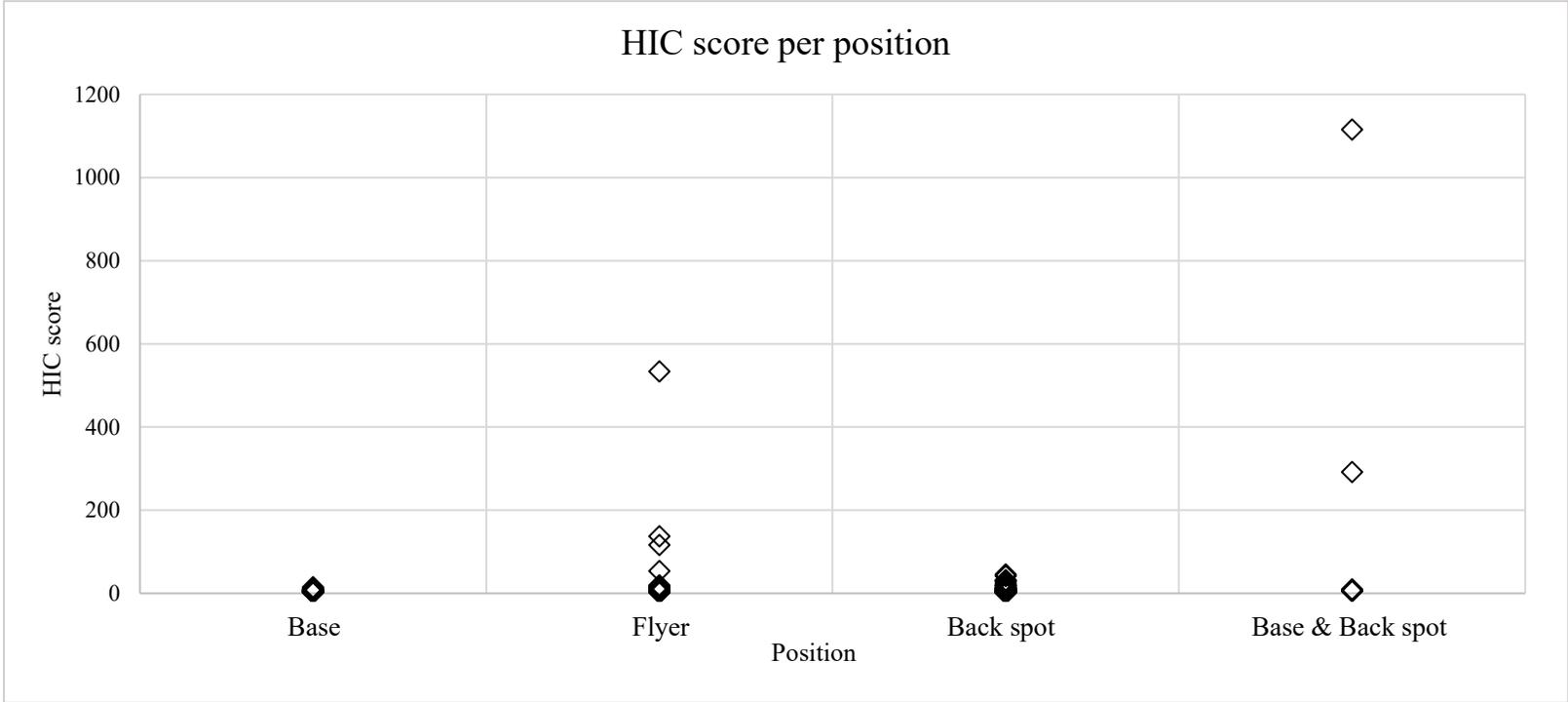


Figure 13: Impactor setup

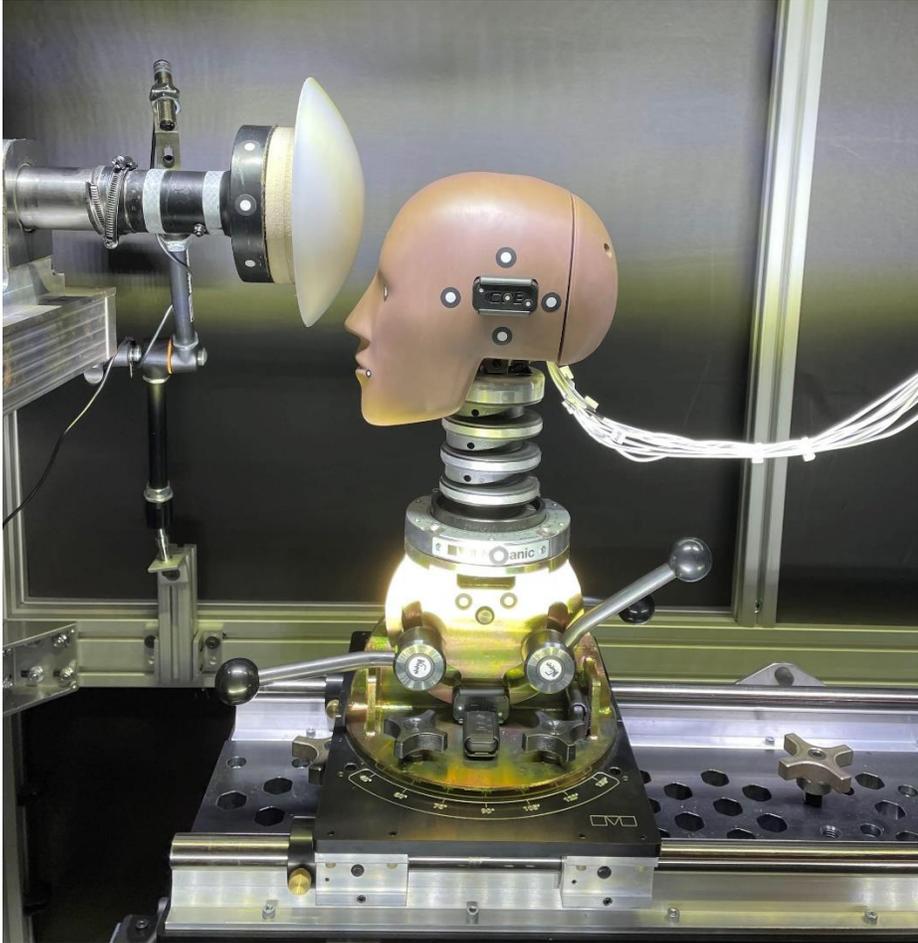


Figure 14: CUE Sport sensor axis

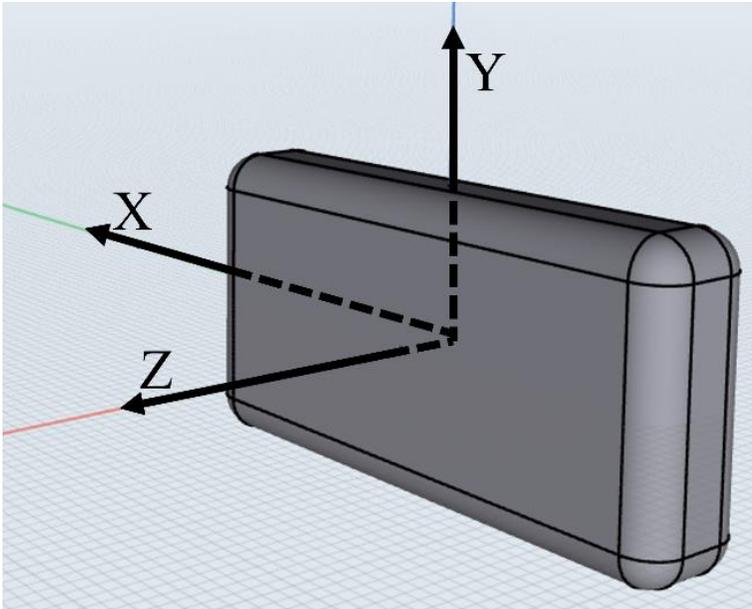
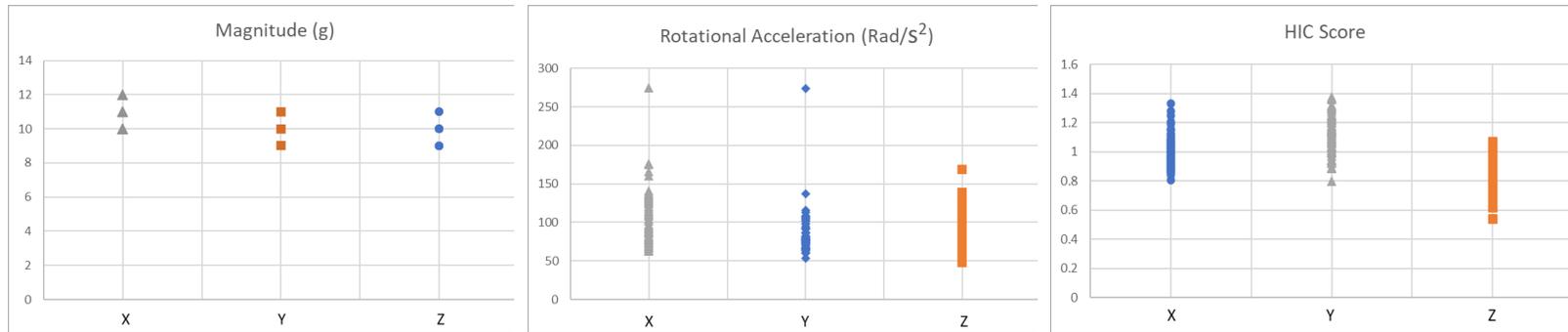


Figure 15: Reliability of the CUE sport sensor



## **DISCUSSION**

Les cliniciens travaillant avec des athlètes de divers sports remarquent une tendance d'incidence élevée de commotions cérébrales également dans les sports sans contact, comme le cheerleading. Malgré tout, la littérature demeure peu développée sur le sujet. Il est, en effet, rapporté que plus de 30 % des blessures subies au cheerleading résulteraient d'un diagnostic de commotion cérébrale dont 78 % d'entre elles se produiraient durant les pratiques (Currie et al., 2016). Le but global de ce mémoire était donc de contribuer à l'avancement des connaissances et favoriser la sensibilisation à la présence d'impacts répétés à la tête dans les sports sans contacts, tel que le cheerleading.

Comme discuté dans les premières pages de ce mémoire, l'objectif était d'étudier les impacts répétés à la tête chez les athlètes de cheerleading. Considérant cet objectif plutôt large et pour assurer une méthodologie fiable, ainsi qu'une clarté des objectifs et permettre de répondre adéquatement à l'objectif global, le projet de recherche proposé a été scindé en deux objectifs plus précis, et a fait appel à deux expériences.

Le premier objectif était de quantifier et caractériser les impacts à la tête en contexte de pratique chez des athlètes universitaires (hommes et femmes) de cheerleading. Il était attendu que les athlètes de cheerleading subiraient des impacts répétés à la tête durant les pratiques de cheerleading, dont certains de haute magnitude, accélération rotationnelle et ayant score HIC élevé. Il était également supposé que ces impacts diffèreraient selon les positions des athlètes, par exemple, que les voltiges et les bases subiraient un volume plus important d'impact et des impacts de plus haute magnitude que les athlètes occupant les autres positions. Au cours des quatre pratiques pour lesquelles

les athlètes ont été instrumentées à l'aide de capteurs télémétriques, un vaste éventail de valeurs a été enregistré pour la magnitude (1g-141 g), l'accélération rotationnelle (420,5 - 1534,6  $rad/s^2$ ) et le HIC score (1,64-1115,87). Parmi les 91 impacts enregistrés et validés par l'observateur présent lors des pratiques, les voltiges ont subi le plus d'impacts à la tête (n=50) et les bases le deuxième plus haut volume d'impacts à la tête (n=25). En comparatif, Corbin-Berrigan et collègues ont enregistré les impacts durant quatre parties de football universitaire canadien en utilisant les CUE sport sensor et enregistré, en moyenne,  $42,17 \pm 25,55$  impacts à la tête (range: 3 - 107) par partie (Corbin-Berrigan et al., 2021).

Une année régulière de cheerleading universitaire pour l'équipe à l'étude consiste en approximativement 75 pratiques, soit approximativement 175 heures de pratique, excluant les compétitions, les pratiques post-saison et les pratiques de sélection de l'équipe en présaison. Considérant les 91 impacts enregistrés durant les quatre pratiques instrumentées, on peut extrapoler approximativement 427 impacts durant une année régulière de cheerleading. Il faut également considérer que les impacts enregistrés durant notre étude sont répartis sur 11 athlètes et qu'une voltige a cumulé à elle seule 35 impacts, soit 164 impacts par saison régulière. Au football, le *cumulative head impact index* (CHII) est utilisé pour estimer le volume cumulatif d'impacts à la tête subi par les athlètes selon leur niveau et leur position au cours de leur carrière de football (Montenegro et al., 2017). Cet index a été développé selon les études utilisant des accéléromètres pour déterminer une estimation des impacts à la tête par saison (Montenegro et al., 2017). Tel que précédemment couvert dans ce mémoire, la littérature a établi un seuil de prédiction du

développement de déficits cognitifs plus tard dans la vie et que ce risque augmente drastiquement tous les 1000 impacts à la tête (Montenegro et al., 2017). Malgré le fait que le cheerleading soit un sport sans contact, il est possible pour ces athlètes d'atteindre le seuil de 1000 impacts en moins de 6 ans lorsque les pratiques de saison régulière, les compétitions, les pratiques post-saison et les pratiques de sélection de l'équipe en présaison sont prises en considération. Bien que le cumulatif d'impacts demeure loin de celui des sports de contact tel que le football, ce sont toutefois des impacts non négligeables à la tête.

Le second objectif était de valider l'utilisation du capteur télémétrique (CUE sport sensor, Athlete Intelligence, WA, USA) pour l'étude des impacts à la tête dans les sports sans équipement de protection, tel le cheerleading, selon un devis en laboratoire. Il était attendu que le CUE sport sensor serait fiable, mais peu juste. Plus spécifiquement, il était attendu que le CUE sport sensor serait en mesure d'enregistrer les impacts auxquels il est exposé adéquatement rendant ce dernier sensible. Par contre, considérant sa position à l'extérieur de la boîte crânienne, soit lors du port dans un casque ou dans un bandeau, il était attendu que les données seraient moins justes en raison de l'extrapolation des données nécessaires pour permettre une valeur représentant l'impact au centre de masse de la tête. En effet, considérant la variabilité de la dimension des boîtes crâniennes entre les individus et les sexes biologiques, il est suggéré que la validité de ces outils est augmentée avec des outils télémétriques s'approchant du centre de masse, tel que les protecteurs buccaux instrumentés (Martínez-Abadías et al., 2009). L'étude présentée dans ce mémoire a conclu que la justesse du CUE sport sensor est très faible avec un CCC pour la magnitude

à 0,01414 (Intervalle de confiance (IC): 0,00682 - 0,02146), un CCC de l'accélération rotationnelle à  $-3,21861E-05$  (IC: -0,00026 - 0,000196), et un CCC du HIC score à 0,002004 (IC: 0,001014 - 0,002994). Parmi les 174 impacts générés en laboratoire avec des CUE sport sensor, 170 d'entre eux ont été enregistrés, nous donnant une sensibilité à 97,7 %.

Les études des impacts à la tête à l'aide de capteurs télémétriques sont grandement pertinentes, et ce autant pour étudier les forces transmises à la boîte crânienne que pour quantifier l'incidence des impacts à la tête. Un capteur sensible, mais peu juste demeure tout de même pertinent pour quantifier les impacts à la tête dans le sport, et identifier des populations à risque d'impacts répétés ayant le potentiel de causer des séquelles à long terme. L'accessibilité de capteurs, tel que le CUE sport sensor, permet d'élargir nos connaissances sur l'incidence des impacts à la tête dans des sports plus rarement étudiés, et ce en limitant les coûts pour les équipes sportives et les équipes de recherche, permettant de donner des données préliminaires et d'identifier des besoins populationnels de recherche. Le CUE sport sensor coûte approximativement 80 USD, alors qu'un outil plus valide tel qu'un protecteur buccal, en plus d'être moins adapté à un sport sans équipement, coûte approximativement 300 USD (Athlete Intelligence). Malgré la faible justesse de cet outil, le CUE a tout de même réussi à mettre en lumière la quantité de coups qui peuvent être subis lors de pratiques de cheerleading, permettant ainsi de faire une estimation du nombre de coups qu'un athlète peut subir sur une saison entière. L'étude présentée dans ce mémoire contribue aux connaissances en lien avec cette technologie et nourrit les évidences scientifiques actuelles. Dans le cas de l'étude de Kieffer et collègues, qui a

également suggéré que le CUE sport sensor était peu juste, mais n'avait guère évalué la fiabilité des différents capteurs utilisés en laboratoire et sur le terrain (Kieffer et al., 2020).

### ***Limitations***

Les résultats de l'étude proposée doivent cependant être interprétés en considérant les limitations de cette dernière. Le cheerleading étant un sport sans équipement, il a été possible de mobiliser les athlètes à porter de l'équipement, soit un bandeau instrumenté, pour uniquement quatre pratiques, d'où la brève période de collecte de données. Une collecte sur une plus longue période et intégrant des compétitions serait optimale pour avoir une meilleure vue d'ensemble sur les impacts à la tête dans le cheerleading, surtout d'un point de vue de la quantité d'impact subi par les athlètes. Cette information serait précieuse dans la prédiction des risques de séquelles à long terme des impacts répétés chez cette population. L'expérience 2 a été limitée par le type d'impact généré par l'impacteur linéaire. Afin d'offrir une vue d'ensemble sur la réelle validité de cette technologie plutôt que de démontrer uniquement la justesse du CUE sport sensor, il aurait été pertinent de présenter des résultats en lien avec un mécanisme d'impact similaire à celui subi lors des pratiques de cheerleading. Un second volet a été tenté en laboratoire, pour lequel trois capteurs ont été attachés sur la base du charriot impacteur en isolant un axe. Tous les capteurs ont été percutés à trois reprises avec chaque axe isolé (X, Y, Z) dans le but d'obtenir un portrait de la fiabilité des CUE sport sensor plus détaillé et voir si tous les axes étaient également fiables. Le résonnement derrière ce volet était de voir si les CUE sport sensor avaient le potentiel d'être utilisés également dans tous les sports, indépendamment des directions des impacts. Par exemple au football, les coups vont

fréquemment provenir de l'avant vers l'arrière de la tête pour les joueurs de ligne, alors que pour les voltiges au cheerleading, beaucoup d'impacts sont provoqués par les attrapés et donc plutôt verticaux. La deuxième expérience incluait un volet supplémentaire, ce volet de l'étude a dû être entièrement retiré de nos résultats, car malgré la méthodologie robuste en laboratoire, certaines problématiques hors de notre contrôle ont rendu l'analyse des résultats impossible, soit les fichiers de calibration corrompus de la caméra 3D haute vitesse. En raison du mouvement linéaire de la base de l'impacteur et du mouvement circulaire de la tête, les données des axes isolés ne pouvaient être comparées à un *Gold standard* sans les fichiers caméra.

Pour contrer certaines de ces limitations dans le futur, il serait préférable de générer les impacts sur la tête instrumentée avec le bandeau et de générer des impacts à différentes magnitudes et différents points d'impact représentatifs des impacts enregistrés *in vivo*. Il serait également hautement pertinent de comparer la réponse des capteurs sur une tête instrumentée féminine en comparatif avec la tête instrumentée masculine pour voir si pour un même impact généré le système enregistrera le même *Gold standard* et les capteurs enregistrent les mêmes valeurs de sortie. À ce jour, la parité des sexes est peu présente dans les études télémétriques où, la quasi-totalité des impacts produits en laboratoire en contexte de science sportive sont mesurés sur des têtes instrumentées ayant des propriétés physiologiques masculines, alors que sur le terrain, plus de 85 % des participants sont des hommes (Gabler et al., 2022; Le Flao et al., 2022). Malgré la technologie disponible depuis plusieurs années, ainsi que la pression des testeurs de la sécurité automobile d'utiliser un mannequin de crash-test féminin depuis le début des années 1980, le premier

mannequin de crash-test fidèle à la morphologie féminine a été finalisé en 2023, illustrant le déséquilibre entre les sexes (Barry, October 23, 2019; Project Virtual, 2023).

### *Perspective*

Malgré les limitations de l'étude proposée dans ce mémoire, il est important de poursuivre la collecte de données sur le cheerleading, les sports sans contacts ainsi que les sports à dominance féminine pour augmenter nos connaissances et favoriser une meilleure prévention des impacts répétés à la tête au sens large. Il est bien établi dans la littérature, en clinique et sur le terrain que la prévention est l'outil primaire des professionnels de la santé. Lorsqu'il est question de commotion cérébrale, le discours n'est guère différent surtout lorsqu'on s'adresse aux thérapeutes du sport agréés et aux autres professionnels de la santé travaillant directement sur le terrain et les ligues de côté. Comme précédemment mentionné dans les premières sections de ce mémoire, il est possible de séparer la prévention liée à la commotion cérébrale en trois volets, soit la prévention primaire, secondaire et tertiaire (Patricios et al., 2023; Register-Mihalik et al., 2017). La prévention primaire consiste à prévenir la blessure, soit prévenir les impacts pouvant transmettre une force biomécanique à la boîte crânienne. La prévention secondaire réfère à la détection et la prise en charge adéquate de la commotion cérébrale, alors que la prévention tertiaire met l'accent sur le retour aux activités cognitives et physiques (Patricios et al., 2023).

## Prévention primaire

La prévention primaire est définie par les actions et l'information pouvant aider à prévenir les incidences de commotion cérébrale. Considérant qu'au Canada, 35 % de toutes les blessures compilées par Statistique Canada ont eu lieu dans la pratique d'un sport ou de l'exercice (Statistiques Canada, 2015). La cause la plus commune de blessure chez les Canadiens âgés de 12 ans et plus est la chute, représentant 40 % de tous les mécanismes de blessure (Statistiques Canada, 2015). Des surfaces de pratique adéquates, des règles strictes visant une pratique sécuritaire du sport et du personnel d'encadrement avec les habilités et qualifications nécessaires sont des facteurs importants pour favoriser la prévention primaire. La sensibilisation est également un facteur important pour favoriser la collaboration des athlètes. Selon McCrea et collègues, les athlètes sont réticents à déclarer leur commotion cérébrale pour les raisons suivantes : ils estiment que leur condition médicale n'est pas suffisamment grave, veulent éviter d'être retirés de la compétition, ou n'étaient pas suffisamment sensibilisés pour reconnaître une possible commotion cérébrale, représentant respectivement 66,4 %, 41,0 % et 36,1 % des blessures non rapportées (McCrea et al., 2004). Ainsi, l'usage de capteurs télémétriques pourrait contribuer en permettant 1) d'identifier les sports à risque d'impacts répétés à la tête, tel le cheerleading, et 2) de contribuer à grande échelle dans les sports à risque de coups répétés à la tête à la prévention primaire de la commotion cérébrale, mais également des séquelles potentielles des coups répétés à la tête.

## Prévention secondaire

La prévention secondaire est définie par la prise en charge à la suite de la commotion cérébrale pour favoriser un retour sécuritaire. Une prise en charge rapide et efficace commence par un outil de détection efficace. À ce jour, le *Sport Concussion Assessment Tool 6* (SCAT6) est l'outil de référence pour le diagnostic des commotions cérébrales aiguës par les professionnels de santé ainsi que pour le retour au sport et aux activités cognitives (Patricios et al., 2023). Malgré tout, il est basé presque uniquement sur des données issues d'athlètes de contact masculin puisque ces derniers sont beaucoup plus étudiés (Patton et al., 2020). Il est pertinent d'étudier l'effet des impacts à la tête dans les sports féminins, afin de pallier au manque de données dans la littérature scientifique, d'autant plus que les femmes sont plus vulnérables aux commotions cérébrales, plus sujettes à une symptomatologie élevée lors d'une commotion cérébrale et à une guérison plus lente comparativement aux hommes (McGroarty et al., 2020; Varriano et al., 2018; Willer & Leddy, 2006). Certains chercheurs ont même noté une variation des cycles menstruels chez les athlètes ayant un historique de commotion cérébrale (McGroarty et al., 2020; Soligon et al., 2024). La progression de la recherche sur les athlètes féminines et les sports avec une majorité d'athlètes féminines permettra à moyen long terme le développement d'outils de détection des commotions cérébrales spécifiques au sexe biologique des athlètes menant à une meilleure prise en charge clinique des commotions cérébrales ainsi qu'un meilleur diagnostic.

### Prévention tertiaire

La prévention tertiaire est définie comme l'ensemble des stratégies favorisant la diminution des complications à long terme des commotions cérébrales et impacts à la tête, tel que l'ETC. Plus de 97 % des cas d'ETC connus ont été rapportés chez des individus ayant subi des impacts répétés à la tête généralement par le biais d'un sport de contact (McKee et al., 2023). Certaines recherches et certains programmes se penchent déjà sur des moyens efficaces de favoriser un contrôle sur les facteurs de risque modifiable, tels que les programmes de plaquage sécuritaires au football, les programmes d'échauffement neuromusculaire au rugby et l'interdiction des contacts chez les enfants et adolescents au hockey. Ces programmes ont résulté en une diminution des incidences de commotion cérébrale de 64 %, 60 % et 58 %, respectivement (Eliason et al., 2023). Comme précédemment discutés, des seuils d'incidence probable de commotion cérébrale en fonction de la magnitude de l'impact, ainsi que de l'augmentation des risques de dégénérescence cérébrale en réponse au cumulatif des impacts à la tête sont établis pour les hommes depuis déjà près d'une décennie (Mihalik et al., 2017; Montenegro et al., 2017). Pour permettre la prévention tertiaire, il est vital d'augmenter nos connaissances sur les impacts à la tête dans tous les sports et populations. La reconnaissance d'outils technologiques fiables et abordables, tels que les capteurs télémétriques, est un moyen d'avoir des données scientifiques diverses sur les impacts à la tête lors de compétitions de différents niveaux, dans différents groupes d'âge et différents sports. L'accessibilité à la technologie est la clé pour augmenter le bassin d'informations et favoriser des recommandations basées sur les preuves.

## **CONCLUSION**

Cette étude contribue à l'étude de la cinématique des coups à la tête et des impacts répétés dans la pratique du cheerleading. Ces données contribueront à une meilleure compréhension des impacts accumulés au cours de la pratique du cheerleading et leur impact chez les femmes. L'étude a permis de constater que les athlètes de cheerleading subissent de nombreux impacts à la tête durant les pratiques dont certains de haute intensité sans la présence de chute ou de diagnostic de commotion cérébrale. Il a également été constaté que le CUE sport sensor est un outil fiable, mais peu valide. Ce dernier demeure utile si une équipe désire enregistrer le volume d'impact subit à la tête par les athlètes, mais peu guère donner un aperçu juste de l'intensité de ces derniers. Du moins, l'étude présentée dans ce mémoire permet de mettre en lumière un sport à risque d'impacts répétés à la tête qui est sous-étudiée et sous-représentée dans la littérature scientifique. À long terme, ce projet pourrait favoriser la prise en charge et l'amélioration des connaissances cliniques en lien avec les impacts sous-commotionnels au cheerleading, ainsi que la reconnaissance d'outils valides pouvant favoriser l'avancement des études.

## **RÉFÉRENCES**

- Agence de santé publique du Canada. (2018). *Les commotions cérébrales dans le sport : traumatismes crâniens liés au sport et aux activités récréatives chez les enfants et les jeunes au Canada*. Retrieved from [publications.gc.ca/pub?id=9.853877&sl=1](https://publications.gc.ca/pub?id=9.853877&sl=1)
- Allenstein, A. L. (2017). Reliability of the Triax Smart Impact Monitor-G System on Head Impacts in Collegiate Cheerleaders.
- Athlete Intelligence. *CUE+ User Manual*. <https://electric.garden/i1-sensortech-2adzf/manuals/D0002-Users-Manual-i1-SensorTech-2adzf-d0002-ex-1-10.pdf>
- Athlete Intelligence. *Products*. Retrieved sept 16 from <https://www.athleteintelligence.com/products/>
- Barry, K. (October 23, 2019). *The Crash Test Bias: How Male-Focused Testing Puts Female Drivers at Risk*. <https://www.consumerreports.org/car-safety/crash-test-bias-how-male-focused-testing-puts-female-drivers-at-risk/>
- Basinas, I., McElvenny, D. M., Pearce, N., Gallo, V., & Cherie, J. W. (2022). A Systematic Review of Head Impacts and Acceleration Associated with Soccer. *Int J Environ Res Public Health*, 19(9). <https://doi.org/10.3390/ijerph19095488>
- Beckwith, J. G., Zhao, W., Ji, S., Ajamil, A. G., Bolander, R. P., Chu, J. J., McAllister, T. W., Crisco, J. J., Duma, S. M., Rowson, S., Broglio, S. P., Guskiewicz, K. M., Mihalik, J. P., Anderson, S., Schnebel, B., Gunnar Brolinson, P., Collins, M. W., & Greenwald, R. M. (2018). Estimated Brain Tissue Response Following Impacts Associated With and Without Diagnosed Concussion. *Ann Biomed Eng*, 46(6), 819-830. <https://doi.org/10.1007/s10439-018-1999-5>
- Bigler, E. D. (2008). Neuropsychology and clinical neuroscience of persistent post-concussive syndrome. *J Int Neuropsychol Soc*, 14(1), 1-22. <https://doi.org/10.1017/s135561770808017x>
- Boden, B. P. (2005). Direct catastrophic injury in sports. *J Am Acad Orthop Surg*, 13(7), 445-454. <https://doi.org/10.5435/00124635-200511000-00004>
- Boden, B. P., & Jarvis, C. G. (2008). Spinal injuries in sports. *Neurol Clin*, 26(1), 63-78; viii. <https://doi.org/10.1016/j.ncl.2007.12.005>
- Boden, B. P., & Prior, C. (2005). Catastrophic spine injuries in sports. *Curr Sports Med Rep*, 4(1), 45-49. <https://doi.org/10.1097/01.csmr.0000306071.44520.f9>
- Boden, B. P., Tacchetti, R., & Mueller, F. O. (2003). Catastrophic cheerleading injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(6), 881-888. <https://doi.org/10.1177/03635465030310062501>
- Brennan, J. H., Mitra, B., Synnot, A., McKenzie, J., Willmott, C., McIntosh, A. S., Maller, J. J., & Rosenfeld, J. V. (2017). Accelerometers for the Assessment of Concussion in Male Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med*, 47(3), 469-478. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0582-1>
- Broglio, S. P., Sosnoff, J. J., Shin, S., He, X., Alcaraz, C., & Zimmerman, J. (2009). Head impacts during high school football: a biomechanical assessment. *J Athl Train*, 44(4), 342-349. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.4.342>
- Brolinson, P. G., Manoogian, S., McNeely, D., Goforth, M., Greenwald, R., & Duma, S. (2006). Analysis of linear head accelerations from collegiate football impacts. *Current Sports Medicine Reports*, 5(1), 23-28. <https://doi.org/10.1007/s11932-006-0025-0>

- Bunt, S. C., LoBue, C., Hynan, L. S., Didehbani, N., Stokes, M., Miller, S. M., Bell, K., & Cullum, C. M. (2023). Early vs. delayed evaluation and persisting concussion symptoms during recovery in adults. *Clin Neuropsychol*, 37(7), 1410-1427. <https://doi.org/10.1080/13854046.2022.2119165>
- Carrier, J., & McKay, D. (2006). *Complete Cheerleading*. Human Kinetics.
- Champagne, A. S., Yao, X., McFaull, S. R., Saxena, S., Gordon, K. R., Babul, S., & Thompson, W. (2023). Self-reported concussions in Canada: A cross-sectional study. *Health Rep*, 34(6), 17-28. <https://doi.org/10.25318/82-003-x202300600002-eng>
- Chancellor, S. E., Franz, E. S., Minaeva, O. V., & Goldstein, L. E. (2019). Pathophysiology of Concussion. *Semin Pediatr Neurol*, 30, 14-25. <https://doi.org/10.1016/j.spen.2019.03.004>
- Chawla, A., & Wiesler, E. R. (2015). Nonspecific wrist pain in gymnasts and cheerleaders. *Clin Sports Med*, 34(1), 143-149. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2014.09.007>
- Cheer Canada. (2020). *Liste des catégories des divisions civiles. Cheerleading participation in the U.S. 2010-2021*.
- Corbin-Berrigan, L.-A., Wagnac, E., Vinet, S.-A., Charlebois-Plante, C., Guay, S., & Beaumont, L. D. (2021). Head impacts in Canadian varsity football: an exploratory study. *Concussion*.
- Currie, D. W., Fields, S. K., Patterson, M. J., & Comstock, R. D. (2016). Cheerleading Injuries in United States High Schools. *Pediatrics*, 137(1). <https://doi.org/10.1542/peds.2015-2447>
- Delaney, J. S., Lacroix, V. J., Leclerc, S., & Johnston, K. M. (2002). Concussions among university football and soccer players. *Clin J Sport Med*, 12(6), 331-338. <https://doi.org/10.1097/00042752-200211000-00003>
- Dillen, W. L., Hendricks, B. K., Mannas, J. P., & Wheeler, G. R. (2018). Surfer's myelopathy: A rare presentation in a teenage gymnast and review of the literature. *J Clin Neurosci*, 50, 157-160. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2018.01.039>
- Echemendia, R. J., Meeuwisse, W., McCrory, P., Davis, G. A., Putukian, M., Leddy, J., Makdissi, M., Sullivan, S. J., Broglio, S. P., Raftery, M., Schneider, K., Kissick, J., McCrea, M., Dvořák, J., Sills, A. K., Aubry, M., Engebretsen, L., Loosemore, M., Fuller, G., . . . Herring, S. (2017). The Sport Concussion Assessment Tool 5th Edition (SCAT5): Background and rationale. *Br J Sports Med*, 51(11), 848-850. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097506>
- Eliason, P. H., Galarneau, J. M., Kolstad, A. T., Pankow, M. P., West, S. W., Bailey, S., Miutz, L., Black, A. M., Broglio, S. P., Davis, G. A., Hagel, B. E., Smirl, J. D., Stokes, K. A., Takagi, M., Tucker, R., Webborn, N., Zemek, R., Hayden, A., Schneider, K. J., & Emery, C. A. (2023). Prevention strategies and modifiable risk factors for sport-related concussions and head impacts: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 57(12), 749-761. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2022-106656>
- Règlements de sécurité et techniques en cheerleading, 43 (2019). Federation, U. S. A. S. (2020). *USASF Cheer Rules*.

- Foley, E. C., & Bird, H. A. (2013). "Extreme" or tariff sports: their injuries and their prevention (with particular reference to diving, cheerleading, gymnastics, and figure skating). *Clin Rheumatol*, 32(4), 463-467. <https://doi.org/10.1007/s10067-013-2188-4>
- Forman, H. (2006). From cheerleader to patent processor. *J Nurs Adm*, 36(7-8), 346-350. <https://doi.org/10.1097/00005110-200607000-00003>
- Gabler, L., Patton, D., Begonia, M., Daniel, R., Rezaei, A., Huber, C., Siegmund, G., Rooks, T., & Wu, L. (2022). Consensus Head Acceleration Measurement Practices (CHAMP): Laboratory Validation of Wearable Head Kinematic Devices. *Ann Biomed Eng*, 50(11), 1356-1371. <https://doi.org/10.1007/s10439-022-03066-0>
- Gavett, B. E., Stern, R. A., & McKee, A. C. (2011). Chronic traumatic encephalopathy: a potential late effect of sport-related concussive and subconcussive head trauma. *Clin Sports Med*, 30(1), 179-188, xi. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2010.09.007>
- Giza, C., Greco, T., & Prins, M. L. (2018). Concussion: pathophysiology and clinical translation. *Handb Clin Neurol*, 158, 51-61. <https://doi.org/10.1016/b978-0-444-63954-7.00006-9>
- Giza, C. C., & Hovda, D. A. (2001). The Neurometabolic Cascade of Concussion. *J Athl Train*, 36(3), 228-235.
- Giza, C. C., & Hovda, D. A. (2014). The new neurometabolic cascade of concussion. *Neurosurgery*, 75 Suppl 4(0 4), S24-33. <https://doi.org/10.1227/neu.0000000000000505>
- Giza, C. C., Kutcher, J. S., Ashwal, S., Barth, J., Getchius, T. S., Gioia, G. A., Gronseth, G. S., Guskiewicz, K., Mandel, S., Manley, G., McKeag, D. B., Thurman, D. J., & Zafonte, R. (2013). Summary of evidence-based guideline update: evaluation and management of concussion in sports: report of the Guideline Development Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology*, 80(24), 2250-2257. <https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e31828d57dd>
- Goldstein, L. E., Fisher, A. M., Tagge, C. A., Zhang, X. L., Velisek, L., Sullivan, J. A., Upreti, C., Kracht, J. M., Ericsson, M., Wojnarowicz, M. W., Goletiani, C. J., Maglakelidze, G. M., Casey, N., Moncaster, J. A., Minaeva, O., Moir, R. D., Nowinski, C. J., Stern, R. A., Cantu, R. C., . . . McKee, A. C. (2012). Chronic traumatic encephalopathy in blast-exposed military veterans and a blast neurotrauma mouse model. *Sci Transl Med*, 4(134), 134ra160. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.3003716>
- Gouvernement du Canada. (2018). *Sport and Recreation-related Concussion and Other Traumatic Brain Injuries Among Canada's Children and Youth*. <https://health-inobase.canada.ca/datalab/head-injury-interactive.html>
- Hall, J. E., & Guyton, A. C. (2011). *Guyton and Hall textbook of medical physiology*.
- Harmon, K. G., Drezner, J. A., Gammons, M., Guskiewicz, K. M., Halstead, M., Herring, S. A., Kutcher, J. S., Pana, A., Putukian, M., & Roberts, W. O. (2013). American Medical Society for Sports Medicine position statement: concussion in sport. *Br J Sports Med*, 47(1), 15-26. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091941>
- Hebert, O., Schlueter, K., Hornsby, M., Van Gorder, S., Snodgrass, S., & Cook, C. (2016). The diagnostic credibility of second impact syndrome: A systematic literature

- review. *J Sci Med Sport*, 19(10), 789-794.  
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.12.517>
- Horiuchi, M. (2023). [Forty-three Years Cheerleading for Pharmacy Students and Pharmacists as an English Teacher]. *Yakugaku Zasshi*, 143(3), 261-279.  
<https://doi.org/10.1248/yakushi.22-00148>
- Huber, C. M., Patton, D. A., McDonald, C. C., Jain, D., Simms, K., Lallo, V. A., Margulies, S. S., Master, C. L., & Arbogast, K. B. (2021). Sport- and Gender-Based Differences in Head Impact Exposure and Mechanism in High School Sports. *Orthop J Sports Med*, 9(3), 2325967120984423.  
<https://doi.org/10.1177/2325967120984423>
- Hutchinson J, K. M., Lankarani HM. (1998). The Head Injury Criterion (HIC) functional. *Applied Mathematics and Computation*, 1(16).
- Hutchinson, M. R., & Ireland, M. L. (1995). Knee injuries in female athletes. *Sports Med*, 19(4), 288-302. <https://doi.org/10.2165/00007256-199519040-00006>
- ICU, I. C. U.-. (2024). *What is the ICU*. Retrieved January 30th from <https://cheerunion.org/about/about/>
- Ireland, M. L., & Hutchinson, M. R. (1995). Upper extremity injuries in young athletes. *Clin Sports Med*, 14(3), 533-569.
- Jacobson, B. H., Redus, B., & Palmer, T. (2005). An assessment of injuries in college cheerleading: distribution, frequency, and associated factors. *Br J Sports Med*, 39(4), 237-240. <https://doi.org/10.1136/bjism.2004.014605>
- Katz, D. I., Bernick, C., Dodick, D. W., Mez, J., Mariani, M. L., Adler, C. H., Alosco, M. L., Balcer, L. J., Banks, S. J., Barr, W. B., Brody, D. L., Cantu, R. C., Dams-O'Connor, K., Geda, Y. E., Jordan, B. D., McAllister, T. W., Peskind, E. R., Petersen, R. C., Wethe, J. V., . . . Stern, R. A. (2021). National Institute of Neurological Disorders and Stroke Consensus Diagnostic Criteria for Traumatic Encephalopathy Syndrome. *Neurology*, 96(18), 848-863.  
<https://doi.org/10.1212/wnl.0000000000011850>
- Kenzie, E. S., Parks, E. L., Bigler, E. D., Lim, M. M., Chesnutt, J. C., & Wakeland, W. (2017). Concussion As a Multi-Scale Complex System: An Interdisciplinary Synthesis of Current Knowledge. *Front Neurol*, 8, 513.  
<https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00513>
- Kieffer, E. E., Begonia, M. T., Tyson, A. M., & Rowson, S. (2020). A Two-Phased Approach to Quantifying Head Impact Sensor Accuracy: In-Laboratory and On-Field Assessments. *Ann Biomed Eng*, 48(11), 2613-2625.  
<https://doi.org/10.1007/s10439-020-02647-1>
- Koerte, I. K., Lin, A. P., Muehlmann, M., Merugumala, S., Liao, H., Starr, T., Kaufmann, D., Mayinger, M., Steffinger, D., Fisch, B., Karch, S., Heinen, F., Ertl-Wagner, B., Reiser, M., Stern, R. A., Zafonte, R., & Shenton, M. E. (2015). Altered Neurochemistry in Former Professional Soccer Players without a History of Concussion. *Journal of neurotrauma*, 32(17), 1287-1293.  
<https://doi.org/10.1089/neu.2014.3715>
- Kuo, C., Patton, D., Rooks, T., Tierney, G., McIntosh, A., Lynall, R., Esquivel, A., Daniel, R., Kaminski, T., Mihalik, J., Dau, N., & Urban, J. (2022). On-Field Deployment

- and Validation for Wearable Devices. *Annals of Biomedical Engineering*, 50(11), 1372-1388. <https://doi.org/10.1007/s10439-022-03001-3>
- Kwon, H., Brown, W. E., Lee, C. A., Wang, D., Paschos, N., Hu, J. C., & Athanasiou, K. A. (2019). Surgical and tissue engineering strategies for articular cartilage and meniscus repair. *Nat Rev Rheumatol*, 15(9), 550-570. <https://doi.org/10.1038/s41584-019-0255-1>
- LaBella, C. R., & Mjaanes, J. (2012). Cheerleading injuries: epidemiology and recommendations for prevention. *Pediatrics*, 130(5), 966-971. <https://doi.org/10.1542/peds.2012-2480>
- Langer, L., Levy, C., & Bayley, M. (2020). Increasing Incidence of Concussion: True Epidemic or Better Recognition? *J Head Trauma Rehabil*, 35(1), E60-e66. <https://doi.org/10.1097/htr.0000000000000503>
- Langevin, T. L., Antonoff, D., Renodin, C., Shellene, E., Spahr, L., Marsh, W. A., & Rosene, J. M. (2021). Head impact exposures in women's collegiate rugby. *Phys Sportsmed*, 49(1), 68-73. <https://doi.org/10.1080/00913847.2020.1770568>
- Le Flao, E., Siegmund, G. P., & Borotkanics, R. (2022). Head Impact Research Using Inertial Sensors in Sport: A Systematic Review of Methods, Demographics, and Factors Contributing to Exposure. *Sports Med*, 52(3), 481-504. <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01574-y>
- Lincoln, A. E., Caswell, S. V., Almquist, J. L., Dunn, R. E., Norris, J. B., & Hinton, R. Y. (2011). Trends in Concussion Incidence in High School Sports: A Prospective 11-Year Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(5), 958-963. <https://doi.org/10.1177/0363546510392326>
- Lipton, M. L., Kim, N., Zimmerman, M. E., Kim, M., Stewart, W. F., Branch, C. A., & Lipton, R. B. (2013). Soccer heading is associated with white matter microstructural and cognitive abnormalities. *Radiology*, 268(3), 850-857. <https://doi.org/10.1148/radiol.13130545>
- Löwenhielm, P. (1974). Strain tolerance of the vv. cerebri sup. (bridging veins) calculated from head-on collision tests with cadavers. *Z Rechtsmed*, 75(2), 131-144. <https://doi.org/10.1007/bf02114709>
- Luckstead, E. F., & Patel, D. R. (2002). Catastrophic pediatric sports injuries. *Pediatr Clin North Am*, 49(3), 581-591. [https://doi.org/10.1016/s0031-3955\(02\)00006-8](https://doi.org/10.1016/s0031-3955(02)00006-8)
- Luckstead, E. F., Sr., Satran, A. L., & Patel, D. R. (2002). Sport injury profiles, training and rehabilitation issues in American sports. *Pediatr Clin North Am*, 49(4), 753-767. [https://doi.org/10.1016/s0031-3955\(02\)00017-2](https://doi.org/10.1016/s0031-3955(02)00017-2)
- Mackay, M. (2007). The increasing importance of the biomechanics of impact trauma. *Sadhana*, 32(4), 397-408. <https://doi.org/10.1007/s12046-007-0031-9>
- Macpherson, A., Fridman, L., Scolnik, M., Corallo, A., & Guttmann, A. (2014). A population-based study of paediatric emergency department and office visits for concussions from 2003 to 2010. *Paediatr Child Health*, 19(10), 543-546. <https://doi.org/10.1093/pch/19.10.543>
- Madden, C., Putukian, M., McCarty, E., & Young, C. (2023). *Netter's Sports Medicine* (3rd ed.). Elsevier Health Sciences. <https://books.google.ca/books?id=Bhy0BQAAQBAJ>

- Mainwaring, L., Ferdinand Pennock, K. M., Mylabathula, S., & Alavie, B. Z. (2018). Subconcussive head impacts in sport: A systematic review of the evidence. *Int J Psychophysiol*, 132(Pt A), 39-54. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2018.01.007>
- Marar, M., McIlvain, N. M., Fields, S. K., & Comstock, R. D. (2012). Epidemiology of concussions among United States high school athletes in 20 sports. *Am J Sports Med*, 40(4), 747-755. <https://doi.org/10.1177/0363546511435626>
- Marklund, N., & Hillered, L. (2011). Animal modelling of traumatic brain injury in preclinical drug development: where do we go from here? *Br J Pharmacol*, 164(4), 1207-1229. <https://doi.org/10.1111/j.1476-5381.2010.01163.x>
- Martínez-Abadías, N., Esparza, M., Sjøvold, T., González-José, R., Santos, M., & Hernández, M. (2009). Heritability of human cranial dimensions: comparing the evolvability of different cranial regions. *J Anat*, 214(1), 19-35. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2008.01015.x>
- McAllister, T., & McCrea, M. (2017). Long-Term Cognitive and Neuropsychiatric Consequences of Repetitive Concussion and Head-Impact Exposure. *J Athl Train*, 52(3), 309-317. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-52.1.14>
- McCrea, M., Hammeke, T., Olsen, G., Leo, P., & Guskiewicz, K. (2004). Unreported concussion in high school football players: implications for prevention. *Clin J Sport Med*, 14(1), 13-17. <https://doi.org/10.1097/00042752-200401000-00003>
- McCrory, P., Feddermann-Demont, N., Dvořák, J., Cassidy, J. D., McIntosh, A., Vos, P. E., Echemendia, R. J., Meeuwisse, W., & Tarnutzer, A. A. (2017). What is the definition of sports-related concussion: a systematic review. *Br J Sports Med*, 51(11), 877-887. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097393>
- McCrory, P., Meeuwisse, W., Dvořák, J., Aubry, M., Bailes, J., Broglio, S., Cantu, R. C., Cassidy, D., Echemendia, R. J., Castellani, R. J., Davis, G. A., Ellenbogen, R., Emery, C., Engebretsen, L., Feddermann-Demont, N., Giza, C. C., Guskiewicz, K. M., Herring, S., Iverson, G. L., . . . Vos, P. E. (2017). Consensus statement on concussion in sport-the 5(th) international conference on concussion in sport held in Berlin, October 2016. *Br J Sports Med*, 51(11), 838-847. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097699>
- McCrory, P., Meeuwisse, W. H., Aubry, M., Cantu, B., Dvořák, J., Echemendia, R. J., Engebretsen, L., Johnston, K., Kutcher, J. S., Raftery, M., Sills, A., Benson, B. W., Davis, G. A., Ellenbogen, R. G., Guskiewicz, K., Herring, S. A., Iverson, G. L., Jordan, B. D., Kissick, J., . . . Turner, M. (2013). Consensus statement on concussion in sport: the 4th International Conference on Concussion in Sport held in Zurich, November 2012. *Br J Sports Med*, 47(5), 250-258. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092313>
- McGroarty, N. K., Brown, S. M., & Mulcahey, M. K. (2020). Sport-Related Concussion in Female Athletes: A Systematic Review. *Orthop J Sports Med*, 8(7), 2325967120932306. <https://doi.org/10.1177/2325967120932306>
- McIntosh, T. K. (1994). Neurochemical sequelae of traumatic brain injury: therapeutic implications. *Cerebrovasc Brain Metab Rev*, 6(2), 109-162.
- McKee, A. C., Cantu, R. C., Nowinski, C. J., Hedley-Whyte, E. T., Gavett, B. E., Budson, A. E., Santini, V. E., Lee, H. S., Kubilus, C. A., & Stern, R. A. (2009). Chronic

- traumatic encephalopathy in athletes: progressive tauopathy after repetitive head injury. *J Neuropathol Exp Neurol*, 68(7), 709-735. <https://doi.org/10.1097/NEN.0b013e3181a9d503>
- McKee, A. C., Stein, T. D., Huber, B. R., Crary, J. F., Bieniek, K., Dickson, D., Alvarez, V. E., Cherry, J. D., Farrell, K., Butler, M., Uretsky, M., Abdolmohammadi, B., Alosco, M. L., Tripodis, Y., Mez, J., & Daneshvar, D. H. (2023). Chronic traumatic encephalopathy (CTE): criteria for neuropathological diagnosis and relationship to repetitive head impacts. *Acta Neuropathol*, 145(4), 371-394. <https://doi.org/10.1007/s00401-023-02540-w>
- Meaney, D. F., & Smith, D. H. (2011). Biomechanics of concussion. *Clin Sports Med*, 30(1), 19-31, vii. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2010.08.009>
- Meehan, W. P., 3rd, d'Hemecourt, P., & Comstock, R. D. (2010). High school concussions in the 2008-2009 academic year: mechanism, symptoms, and management. *Am J Sports Med*, 38(12), 2405-2409. <https://doi.org/10.1177/0363546510376737>
- Merritt, V. C., Jurick, S. M., Sakamoto, M. S., Crocker, L. D., Sullan, M. J., Hoffman, S. N., Davey, D. K., & Jak, A. J. (2020). Post-concussive symptom endorsement and symptom attribution following remote mild traumatic brain injury in combat-exposed Veterans: An exploratory study. *J Psychiatr Res*, 130, 224-230. <https://doi.org/10.1016/j.jpsychires.2020.08.006>
- Mihalik, J. P., Lynall, R. C., Wasserman, E. B., Guskiewicz, K. M., & Marshall, S. W. (2017). Evaluating the "Threshold Theory": Can Head Impact Indicators Help? *Med Sci Sports Exerc*, 49(2), 247-253. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000001089>
- Montenigro, P. H., Alosco, M. L., Martin, B. M., Daneshvar, D. H., Mez, J., Chaisson, C. E., Nowinski, C. J., Au, R., McKee, A. C., Cantu, R. C., McClean, M. D., Stern, R. A., & Tripodis, Y. (2017). Cumulative Head Impact Exposure Predicts Later-Life Depression, Apathy, Executive Dysfunction, and Cognitive Impairment in Former High School and College Football Players. *J Neurotrauma*, 34(2), 328-340. <https://doi.org/10.1089/neu.2016.4413>
- Mueller, F., & Cantu, R. (2009). NC: National Center for Catastrophic Sport Injury Research. *Catastrophic Sports Injury Research 27th Annual Report, Fall 1982–Spring 2009*.
- Mueller, F. O. (2001). Catastrophic head injuries in high school and collegiate sports. *Journal of Athletic Training*, 36(3), 312-315.
- Nordtvedt, K. L., Cook, A. H., & Faller, J. E. (2020). *Encyclopedia Britannica*.
- O'Connor, K. L., Baker, M. M., Dalton, S. L., Dompier, T. P., Broglio, S. P., & Kerr, Z. Y. (2017). Epidemiology of Sport-Related Concussions in High School Athletes: National Athletic Treatment, Injury and Outcomes Network (NATION), 2011-2012 Through 2013-2014. *J Athl Train*, 52(3), 175-185. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-52.1.15>
- O'Connor, K. L., Rowson, S., Duma, S. M., & Broglio, S. P. (2017). Head-Impact-Measurement Devices: A Systematic Review. *J Athl Train*, 52(3), 206-227. <https://doi.org/10.4085/1062-6050.52.2.05>

- Omalu, B., Bailes, J., Hamilton, R. L., Kamboh, M. I., Hammers, J., Case, M., & Fitzsimmons, R. (2011). Emerging histomorphologic phenotypes of chronic traumatic encephalopathy in American athletes. *Neurosurgery*, 69(1), 173-183; discussion 183. <https://doi.org/10.1227/NEU.0b013e318212bc7b>
- Omalu, B. I., DeKosky, S. T., Minster, R. L., Kamboh, M. I., Hamilton, R. L., & Wecht, C. H. (2005). Chronic traumatic encephalopathy in a National Football League player. *Neurosurgery*, 57(1), 128-134; discussion 128-134. <https://doi.org/10.1227/01.neu.0000163407.92769.ed>
- Ommaya, A. K., & Hirsch, A. E. (1971). Tolerances for cerebral concussion from head impact and whiplash in primates. *J Biomech*, 4(1), 13-21. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(71\)90011-x](https://doi.org/10.1016/0021-9290(71)90011-x)
- Padgaonkar A. J. , K. K. W., King A. I. . (1975). Measurement of Angular Acceleration of a Rigid Body Using Linear Accelerometers. *J. Appl. Mech.*, 42(3), 552-556.
- Patricios, J. S., Schneider, K. J., Dvorak, J., Ahmed, O. H., Blauwet, C., Cantu, R. C., Davis, G. A., Echemendia, R. J., Makdissi, M., McNamee, M., Broglio, S., Emery, C. A., Feddermann-Demont, N., Fuller, G. W., Giza, C. C., Guskiewicz, K. M., Hainline, B., Iverson, G. L., Kutcher, J. S., . . . Meeuwisse, W. (2023). Consensus statement on concussion in sport: the 6th International Conference on Concussion in Sport-Amsterdam, October 2022. *Br J Sports Med*, 57(11), 695-711. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2023-106898>
- Patton, D. A., Huber, C. M., Jain, D., Myers, R. K., McDonald, C. C., Margulies, S. S., Master, C. L., & Arbogast, K. B. (2020). Head Impact Sensor Studies In Sports: A Systematic Review Of Exposure Confirmation Methods. *Ann Biomed Eng*, 48(11), 2497-2507. <https://doi.org/10.1007/s10439-020-02642-6>
- Patton, D. A., Huber, C. M., Margulies, S. S., Master, C. L., & Arbogast, K. B. (2021). Comparison of Video-Identified Head Contacts and Sensor-Recorded Events in High School Soccer. *J Appl Biomech*, 37(6), 573-577. <https://doi.org/10.1123/jab.2021-0191>
- Pellman, E. J., Viano, D. C., Tucker, A. M., Casson, I. R., & Waeckerle, J. F. (2003). Concussion in professional football: reconstruction of game impacts and injuries. *Neurosurgery*, 53(4), 799-812; discussion 812-794. <https://doi.org/10.1093/neurosurgery/53.3.799>
- Pfister, T., Pfister, K., Hagel, B., Ghali, W. A., & Ronksley, P. E. (2016). The incidence of concussion in youth sports: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 50(5), 292-297. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094978>
- Powell, J. W., & Barber-Foss, K. D. (1999). Traumatic brain injury in high school athletes. *Jama*, 282(10), 958-963. <https://doi.org/10.1001/jama.282.10.958>
- The position of the United States delegation to the ISO working group 6 on the Use of HIC in the automotive environment*, (1985).
- Prien, A., Grafe, A., Rössler, R., Junge, A., & Verhagen, E. (2018). Epidemiology of Head Injuries Focusing on Concussions in Team Contact Sports: A Systematic Review. *Sports Med*, 48(4), 953-969. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0854-4>

- Project Virtual. (2023). *Press briefing at VTI: SET 50F and SET 50M*. Retrieved April 11 from <https://projectvirtual.eu/2023/05/25/press-briefing-at-vti-set-50f-and-set-50m/>
- Public Health Agency of Canada. (2020). Release Notice - Injury in Review, 2020 Edition: Spotlight on Traumatic Brain Injuries Across the Life Course. *Health Promot Chronic Dis Prev Can*, 40(9), 294. <https://doi.org/10.24095/hpcdp.40.9.05> (Avis de publication - Étude des blessures, Édition 2020 : Pleins feux sur les traumatismes crâniens tout au long de la vie.)
- Ramos, K. S., Bojang, P., & Bowers, E. (2021). Role of long interspersed nuclear element-1 in the regulation of chromatin landscapes and genome dynamics. *Exp Biol Med (Maywood)*, 246(19), 2082-2097. <https://doi.org/10.1177/15353702211031247>
- Register-Mihalik, J., Baugh, C., Kroshus, E., Z, Y. K., & Valovich McLeod, T. C. (2017). A Multifactorial Approach to Sport-Related Concussion Prevention and Education: Application of the Socioecological Framework. *J Athl Train*, 52(3), 195-205. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.12.02>
- Rink, A., Fung, K. M., Trojanowski, J. Q., Lee, V. M., Neugebauer, E., & McIntosh, T. K. (1995). Evidence of apoptotic cell death after experimental traumatic brain injury in the rat. *Am J Pathol*, 147(6), 1575-1583.
- Romano, M. E., Lomenick, J. P., & Callahan, S. T. (2012). A cheerleader with weight loss and amenorrhea. *Adolesc Med State Art Rev*, 23(2), 332-339.
- Rowson, S., Brolinson, G., Goforth, M., Dietter, D., & Duma, S. (2009). Linear and angular head acceleration measurements in collegiate football. *J Biomech Eng*, 131(6), 061016. <https://doi.org/10.1115/1.3130454>
- Rowson, S., Mihalik, J., Urban, J., Schmidt, J., Marshall, S., Harezlak, J., Stemper, B. D., McCrea, M., & Funk, J. (2022). Consensus Head Acceleration Measurement Practices (CHAMP): Study Design and Statistical Analysis. *Ann Biomed Eng*, 50(11), 1346-1355. <https://doi.org/10.1007/s10439-022-03101-0>
- Schnebel, B., Gwin, J. T., Anderson, S., & Gatlin, R. (2007). In vivo study of head impacts in football: a comparison of National Collegiate Athletic Association Division I versus high school impacts. *Neurosurgery*, 60(3), 490-495; discussion 495-496. <https://doi.org/10.1227/01.Neu.0000249286.92255.7f>
- Schulz, M. R., Marshall, S. W., Mueller, F. O., Yang, J., Weaver, N. L., Kalsbeek, W. D., & Bowling, J. M. (2004). Incidence and risk factors for concussion in high school athletes, North Carolina, 1996-1999. *American Journal of Epidemiology*, 160(10), 937-944. <https://doi.org/10.1093/aje/kwh304>
- Shields, B. J., & Smith, G. A. (2006). Cheerleading-related injuries to children 5 to 18 years of age: United States, 1990-2002. *Pediatrics*, 117(1), 122-129. <https://doi.org/10.1542/peds.2005-1139>
- Shields, B. J., & Smith, G. A. (2009a). Cheerleading-related injuries in the United States: a prospective surveillance study. *J Athl Train*, 44(6), 567-577. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.6.567>
- Shields, B. J., & Smith, G. A. (2009b). Epidemiology of cheerleading fall-related injuries in the United States. *Journal of Athletic Training*, 44(6), 578-585. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.6.578>

- Shuttleworth-Edwards, A. B., Smith, I., & Radloff, S. E. (2008). Neurocognitive vulnerability amongst university rugby players versus noncontact sport controls. *J Clin Exp Neuropsychol*, 30(8), 870-884. <https://doi.org/10.1080/13803390701846914>
- Signoretti, S., Lazzarino, G., Tavazzi, B., & Vagnozzi, R. (2011). The pathophysiology of concussion. *PMR*, 3(10 Suppl 2), S359-368. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.07.018>
- Silverberg, N. D., Iverson, G. L., Cogan, A., Dams-O'Connor, K., Delmonico, R., Graf, M. J. P., Iaccarino, M. A., Kajankova, M., Kamins, J., McCulloch, K. L., McKinney, G., Nagele, D., Panenka, W. J., Rabinowitz, A. R., Reed, N., Wethe, J. V., Whitehair, V., Anderson, V., Arciniegas, D. B., . . . Zemek, R. (2023). The American Congress of Rehabilitation Medicine Diagnostic Criteria for Mild Traumatic Brain Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 104(8), 1343-1355. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.apmr.2023.03.036>
- Slobounov, S. M., Walter, A., Breiter, H. C., Zhu, D. C., Bai, X., Bream, T., Seidenberg, P., Mao, X., Johnson, B., & Talavage, T. M. (2017). The effect of repetitive subconcussive collisions on brain integrity in collegiate football players over a single football season: A multi-modal neuroimaging study. *Neuroimage Clin*, 14, 708-718. <https://doi.org/10.1016/j.nicl.2017.03.006>
- Soligon, C. A., Shill, I., Chadder, M. K., Galarneau, J.-M., Mellet, E., Schneider, G., West, S., van Dyk, N., Patricios, J. S., Emery, C. A., & Schneider, K. J. (2024). 690 FO53 – Tackling female health in rugby, one cycle at a time: the association between menstrual cycle regularity and concussion history. *British Journal of Sports Medicine*, 58(Suppl 2), A31. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2024-IOC.51>
- Statistiques Canada. (2015). *Injuries in Canada: Insights from Canadian Community Health Survey*. Statistiques Canada. <https://www150.statcan.gc.ca/n1/pub/82-624-x/2011001/article/11506-eng.htm>
- Statistiques Canada. (2019). *Sports for fun and fitness*. <https://www150.statcan.gc.ca/n1/daily-quotidien/190521/dq190521c-eng.htm>
- Steenerson, K., & Starling, A. J. (2017). Pathophysiology of Sports-Related Concussion. *Neurol Clin*, 35(3), 403-408. <https://doi.org/10.1016/j.ncl.2017.03.011>
- Stillman, A. M., Madigan, N., Torres, K., Swan, N., & Alexander, M. P. (2020). Subjective Cognitive Complaints in Concussion. *J Neurotrauma*, 37(2), 305-311. <https://doi.org/10.1089/neu.2018.5925>
- Stovitz, S. D., Weseman, J. D., Hooks, M. C., Schmidt, R. J., Koffel, J. B., & Patricios, J. S. (2017). What Definition Is Used to Describe Second Impact Syndrome in Sports? A Systematic and Critical Review. *Curr Sports Med Rep*, 16(1), 50-55. <https://doi.org/10.1249/jsr.0000000000000326>
- Tator, C., Starkes, J., Dolansky, G., Quet, J., Michaud, J., & Vassilyadi, M. (2019). Fatal Second Impact Syndrome in Rowan Stringer, A 17-Year-Old Rugby Player. *Can J Neurol Sci*, 46(3), 351-354. <https://doi.org/10.1017/cjn.2019.14>
- Teasdale, G., & Jennett, B. (1974). Assessment of coma and impaired consciousness. A practical scale. *Lancet*, 2(7872), 81-84. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(74\)91639-0](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(74)91639-0)

- Varriano, B., Tomlinson, G., Tarazi, A., Wennberg, R., Tator, C., & Tartaglia, M. C. (2018). Age, Gender and Mechanism of Injury Interactions in Post-Concussion Syndrome. *Can J Neurol Sci*, 45(6), 636-642. <https://doi.org/10.1017/cjn.2018.322>
- Wang, K. K., Yang, Z., Zhu, T., Shi, Y., Rubenstein, R., Tyndall, J. A., & Manley, G. T. (2018). An update on diagnostic and prognostic biomarkers for traumatic brain injury. *Expert Rev Mol Diagn*, 18(2), 165-180. <https://doi.org/10.1080/14737159.2018.1428089>
- Wang, T., Kenny, R., & Wu, L. C. (2021). Head Impact Sensor Triggering Bias Introduced by Linear Acceleration Thresholding. *Annals of Biomedical Engineering*, 49(12), 3189-3199. <https://doi.org/10.1007/s10439-021-02868-y>
- Warburton, D. E. R., & Bredin, S. S. D. (2017). Health benefits of physical activity: a systematic review of current systematic reviews. *Curr Opin Cardiol*, 32(5), 541-556. <https://doi.org/10.1097/hco.0000000000000437>
- Willer, B., & Leddy, J. J. (2006). Management of concussion and post-concussion syndrome. *Curr Treat Options Neurol*, 8(5), 415-426. <https://doi.org/10.1007/s11940-006-0031-9>
- Williams, R. M., Dowling, M., & O'Connor, K. L. (2016). Head Impact Measurement Devices. *Sports Health*, 8(3), 270-273. <https://doi.org/10.1177/1941738116641912>
- Williams, R. M., Puetz, T. W., Giza, C. C., & Broglio, S. P. (2015). Concussion recovery time among high school and collegiate athletes: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med*, 45(6), 893-903. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0325-8>
- Wolff, C. S., Cantu, R. C., & Kucera, K. L. (2018). Catastrophic neurologic injuries in sport. *Handb Clin Neurol*, 158, 25-37. <https://doi.org/10.1016/b978-0-444-63954-7.00004-5>
- Xu, A. L., Beck, J. J., Sweeney, E. A., Severson, M. N., Page, A. S., & Lee, R. J. (2022). Understanding the Cheerleader as an Orthopaedic Patient: An Evidence-Based Review of the Literature. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 10(1), 23259671211067222. <https://doi.org/10.1177/23259671211067222>
- Yang, J., & Dai, J. (2010). Simulation-Based Assessment of Rear Effect to Ballistic Helmet Impact. *Computer-Aided Design & Applications CAD Solutions*, 7, 59-73. <https://doi.org/10.3722/cadaps.2010.59-73>
- Zetterberg, H., & Blennow, K. (2016). Fluid biomarkers for mild traumatic brain injury and related conditions. *Nat Rev Neurol*, 12(10), 563-574. <https://doi.org/10.1038/nrneurol.2016.127>
- Zhang, J., Yoganandan, N., Pintar, F. A., & Gennarelli, T. A. (2006). Role of translational and rotational accelerations on brain strain in lateral head impact. *Biomed Sci Instrum*, 42, 501-506.
- Zhang, L., Yang, K. H., & King, A. I. (2004). A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury. *J Biomech Eng*, 126(2), 226-236. <https://doi.org/10.1115/1.1691446>

## ANNEXE A – CERTIFICATION D'ÉTHIQUE

3675



### CERTIFICAT D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE AVEC DES ÊTRES HUMAINS

En vertu du mandat qui lui a été confié par l'Université, le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains a analysé et approuvé pour certification éthique le protocole de recherche suivant :

**Titre :** **Étude des impacts sous-commotionnels chez la femme dans la pratique de sport à risque de commotion cérébrale : données novatrices pour une population souvent négligée**

**Chercheur(s) :** Laurie-Ann Corbin-Berrigan  
Département des sciences de l'activité physique

**Organisme(s) :** RISUQ – Subvention de démarrage pour Projet pilote

**N° DU CERTIFICAT :** CER-21-276-07.15

**PÉRIODE DE VALIDITÉ :** Du 14 juin 2021 au 14 juin 2022

#### **En acceptant le certificat éthique, le chercheur s'engage à :**

- Aviser le CER par écrit des changements apportés à son protocole de recherche avant leur entrée en vigueur;
- Procéder au renouvellement annuel du certificat tant et aussi longtemps que la recherche ne sera pas terminée;
- Aviser par écrit le CER de l'abandon ou de l'interruption prématurée de la recherche;
- Faire parvenir par écrit au CER un rapport final dans le mois suivant la fin de la recherche.

Me Richard LeBlanc  
**Président du comité**

Fanny Longpré  
**Secrétaire du comité**

*Décanat de la recherche et de la création*

**Date d'émission :** 14 juin 2021